

เครื่องวัดความต่างศักย์และเวลาในการปล่อยรังสีของเครื่องเอกซเรย์ทาง
การแพทย์แบบทางอ้อม

INDIRECT MEASUREMENT OF VOLTAGE AND EXPOSURE TIME FOR
MEDICAL X-RAY APPARATUS



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2562

KMITL-2019-EN-M-045-136

เครื่องวัดความต่างศักย์และเวลาในการปล่อยรังสีของเครื่องเอกซเรย์ทาง
การแพทย์แบบทางอ้อม

INDIRECT MEASUREMENT OF VOLTAGE AND EXPOSURE TIME FOR
MEDICAL X-RAY APPARATUS



มนาว บุญคุ้ม
MANAO BUNKUM

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2562

KMITL-2019-EN-M-045-136

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

INDIRECT MEASUREMENT OF VOLTAGE AND EXPOSURE TIME FOR
MEDICAL X-RAY APPARATUS



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN BIOMEDICAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2019
KMITL-2019-EN-M-045-136

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2019

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	เครื่องวัดความต่างศักย์และเวลาในการปล่อยรังสีของ เครื่องเอกซเรย์ทางการแพทย์แบบทางอ้อม
นักศึกษา	นางสาวมะนาว บุญคุ้ม
รหัสประจำตัว	61601007
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
พ.ศ.	2562
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ผศ. ดร. สรินพร วิสิฐสุทธาทพงศ์

บทคัดย่อ

เครื่องเอกซเรย์ในปัจจุบันมีการนำมาใช้อย่างแพร่หลายในด้านการสร้างภาพเพื่อนำมาวินิจฉัยโรคต่าง ๆ รวมถึงการรักษาผู้ป่วยโดยใช้รังสีเอกซ์ ซึ่งรังสีเอกซ์สามารถก่อให้เกิดอันตรายต่อเซลล์ในร่างกายได้ เมื่อได้รับปริมาณรังสีที่มากเกินไปจนเกินความจำเป็น โดยเครื่องเอกซเรย์จำเป็นต้องมีการสอบเทียบเครื่องอยู่เสมอ เพื่อให้เครื่องมีมาตรฐาน เพื่อความปลอดภัยของผู้ป่วยและผู้ใช้งาน ในงานวิจัยนี้จึงนำเสนอการออกแบบอุปกรณ์สำหรับทดสอบเครื่องเอกซเรย์ ซึ่งอุปกรณ์นี้จะเน้นไปในด้านการวัด 2 พารามิเตอร์หลักของเครื่องเอกซเรย์ พารามิเตอร์แรกคือเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ (Exposure time) และวัด peak kilovoltage ของหลอดเอกซเรย์ โดยอุปกรณ์ที่ใช้วัดจะแบ่งเป็น 2 ส่วน ส่วนแรกคือ hardware และส่วนที่สองคือส่วนของ software ส่วนของ hardware จะประกอบไปด้วย intensifying screen ซึ่งเป็นส่วนที่เรืองแสงออกมาเมื่อมีรังสีเอกซ์มากตกกระทบ ซึ่งความยาวคลื่นที่แผ่น intensifying screen จะอยู่ในช่วง 500 – 600 นาโนเมตร และมีส่วนของวงจรอิเล็กทรอนิกส์ประกอบไปด้วย photodiode ซึ่งทำหน้าที่รับแสงจากแผ่น intensifying screen โดย photodiode เป็นอุปกรณ์ semiconductor โดยจะแปลงแสงที่ได้รับมาเป็นสัญญาณทางไฟฟ้า จากนั้นนำสัญญาณเข้ากับอุปกรณ์ microcontroller ในงานวิจัยนี้ใช้เป็น Arduino โดยอุปกรณ์นี้เป็นอุปกรณ์ที่ทำการประมวลผลสัญญาณที่ได้มา และแสดงผลผ่านจอ LCD

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต่ออ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis	Indirect Measurement of Voltage and Exposure Time for Medical X-ray Apparatus
Student	Miss Manao Bunkum
Student ID.	61601007
Degree	Master of Engineering
Program	Biomedical Engineering
Year	2019
Thesis Advisor	Asst. Prof. Dr. Sarinporn Visitsattapongse

ABSTRACT

X-ray equipment is used to create an image of diagnosing or treatment by using X-ray beam. X-ray beams are harmful to the body's cells when the radiation dose is high enough. Therefore, the X-ray machine must always be calibrated or test to ensure that the X-ray machine is accurate to keep users safe. In this research, the design and construction of x-ray testing device presented. It will focus on measuring the two main parameters of the x-ray machine. Measurement of exposure time (x-ray emission time) and measurements of peak kilovoltage from the x-ray tube is included in this research. This device has 2 parts, hardware and software. The hardware is the circuit consists of intensifying screen for a radiation receiver and converts energy from x-ray into light energy. The wavelength of the light emitted is in the range of 500-600 nm, we use a circuit of photodiode. It is a semiconductor device that coverts light into an electrical current and then take the signal of electrical current to microcontroller (Arduino). Arduino is used for taking signal to process exposure time and peak kilovoltage of x-ray, which can be measured and processed immediately. The result, exposure time and peak kilovoltage of x-ray, will show on LCD screen.

กิตติกรรมประกาศ

การทำปริญญานิพนธ์นี้สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดีเนื่องจากได้รับความอนุเคราะห์และคำปรึกษาจากหลายท่าน ทางผู้จัดทำขอขอบคุณภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่สนับสนุนเครื่องมือ สถานที่ และงบประมาณในการศึกษา ออกแบบ สร้างและทดสอบอุปกรณ์ที่สร้างขึ้น

ผู้จัดทำขอขอบคุณ ผศ.ดร. สรินพร วิสิฐสัทธาพงศ์ อาจารย์ที่ปรึกษา และ รศ.ดร. ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ อาจารย์ประจำภาควิชา ที่ให้คำชี้แนะช่วยแก้ปัญหาตลอดจนให้ความรู้พร้อมสนับสนุนให้ผู้จัดทำมีประสบการณ์ที่ดีสามารถนำไปพัฒนาต่อได้ในอนาคต รวมถึง ผศ.ดร.ประสงค์ ชูสรานนท์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ที่ให้คำแนะนำเรื่องเอกซเรย์ และบริษัทคงศักดิ์เอกซเรย์ ที่ให้แผ่น intensifying screen ในการทดลอง

ขอบพระคุณครอบครัวของผู้จัดทำที่พร้อมช่วยเหลือในทุกด้านและให้กำลังใจเกี่ยวกับการเรียนการทำโครงการทำให้วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้

ขอบคุณรุ่นพี่ปริญญานิพนธ์ สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ที่ให้คำปรึกษา และช่วยเหลือในทุกด้าน โดยตลอดเมื่อมีปัญหาและให้คำแนะนำต่าง ๆ จากประสบการณ์การทำโครงการที่เคยได้ทำมาทำให้โครงการและปริญญานิพนธ์นี้สามารถสำเร็จไปได้ด้วยดี

মননাব বুদ্ধকুম

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ	i
ABSTRACT	ii
กิตติกรรมประกาศ	iii
สารบัญ.....	iv
สารบัญตาราง.....	ix
สารบัญรูป	x
บทที่ 1	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา	1
1.3 สมมติฐานของการศึกษา	2
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย.....	2
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	2
1.6 ขั้นตอนของการศึกษา	2
1.7 โครงสร้างวิทยานิพนธ์	3
บทที่ 2.....	4
2.1 รังสีเอกซ์	4
2.1.1 ประวัติการค้นพบรังสีเอกซ์	4
2.1.2 คุณสมบัติของรังสีเอกซ์	5
2.1.3 ประเภทของรังสีเอกซ์	5
2.1.4 การลดทอนหรือการดูดกลืนรังสีเอกซ์	7
2.1.5 การเกิด Anode Heel Effect	7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และตั้งivอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้าที่
2.1.6 การเกิด Space Charge Effect	8
2.1.7 ประโยชน์ของรังสีเอกซ์	8
2.1.8 ผลกระทบหรืออันตรายของรังสีเอกซ์ต่อร่างกาย	9
2.2 วงจรของเครื่องเอกซเรย์ (X-ray Circuit)	11
2.2.1 Low voltage circuit.....	12
2.2.2 Filament Circuit	12
2.2.3 High-Voltage Circuit.....	12
2.2.4 Rectification	12
2.3 พารามิเตอร์ที่ใช้ในการปรับเครื่องเอกซเรย์	15
2.3.1 กิโลโวลต์เตจสูงสุด (kilovoltage peak : kVp.)	15
2.3.2 กระแสที่ผ่านหลอดเอกซเรย์ (mA)	15
2.3.3 เครื่องตั้งเวลา (Timer).....	16
2.4 การสอบเทียบเครื่องเอกซเรย์.....	16
2.4.1 ความสำคัญของการสอบเทียบ.....	16
2.4.2 เทคนิคที่ใช้ในการวัด	17
2.5 การควบคุมคุณภาพของขั้นตอนการถ่ายภาพเอกซเรย์	18
2.5.1 Film Processor Monitoring.....	18
2.5.2 เวลาในการปล่อยรังสี (Exposure Time).....	18
2.5.3 ความต่างศักย์ของหลอดเอกซเรย์ (kVp).....	20
2.5.4 ความคงตัวของกระแสหลอดเอกซเรย์.....	24
2.5.5 ความคงตัวของปริมาณรังสี.....	27

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้าที่
2.5.7 การกรองรังสีเอกซ์	27
2.6 คุณสมบัติของ Intensifying screen	35
2.7 คุณสมบัติของ Photo diode	35
บทที่ 3.....	39
3.1 อุปกรณ์.....	39
3.1.1 Intensifying Screen.....	39
3.1.2 Silicon Photodiode BPW21R.....	39
3.1.3 Arduino Mega.....	39
3.1.4 อลูมิเนียม.....	39
3.1.5 ปุ่มกด.....	39
3.1.6 จอ LCD.....	39
3.1.7 Micro SD Card Adapter.....	39
3.1.7 แผ่นตะกั่ว.....	39
3.1.8 กล้องทึบแสง.....	39
3.2 ออกแบบ อลูมิเนียม.....	39
3.3 การประกอบอุปกรณ์วัดรังสี.....	40
3.3.1 วงจร Photo Diode.....	40
3.1.2 การต่อ Micro SD Card Adapter.....	41
3.1.3 การประกอบอุปกรณ์วัดรังสี.....	42
3.4 การนำอุปกรณ์ไปเก็บข้อมูล.....	43
3.4.1 การเก็บข้อมูลของความต่างศักย์ของเครื่องเอกซเรย์.....	43

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และตัด vi อ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

หน้าที่

3.4.2 การเก็บข้อมูลของเวลาที่ใช้ในการปล่อยรังสีเอกซ์	44
3.5 การคำนวณสมการที่ใช้ และการออกแบบโปรแกรม	44
3.5.1 การคำนวณสมการที่ใช้ ในส่วนของการวัดค่าความต่างศักย์	44
3.5.2 การคำนวณสมการที่ใช้ ในส่วนของการวัดเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์	44
3.5.3 การออกแบบโปรแกรม การออกแบบโปรแกรมสำหรับอุปกรณ์ในการวัดรังสี	45
3.6 การออกแบบการทดลองโปรแกรมและสมการที่ใช้	45
3.6.1 การวัดค่าความต่างศักย์	46
3.6.2 การวัดเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์	47
บทที่ 4	48
4.1 ผลการออกแบบ อลูมิเนียม	48
4.2 ผลการประกอบอุปกรณ์วัดรังสี	50
4.3 ผลจากการนำอุปกรณ์ไปเก็บข้อมูล	53
4.3.1 การเก็บข้อมูลของความต่างศักย์ของเครื่องเอกซเรย์	53
4.3.2 การเก็บข้อมูลของเวลาที่ใช้ในการปล่อยรังสีเอกซ์	55
4.4 ผลการคำนวณสมการที่ได้จากการทดลอง และผลของโปรแกรม	57
4.4.1 ผลการคำนวณสมการที่ใช้ ในส่วนของการวัดค่าความต่างศักย์	57
4.4.2 ผลการคำนวณสมการที่ใช้ ในส่วนของการวัดเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์	59
4.4.3 ผลจากการออกแบบโปรแกรม	60
4.5 ผลการทดลองอุปกรณ์วัดรังสีเอกซ์	60
4.5.1 ผลจากการวัดค่าความต่างศักย์	60
4.5.2 ผลจากการวัดเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์	62

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และตัด vii อ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้าที่
บทที่ 5.....	63
เอกสารอ้างอิง	65
ภาคผนวก.....	68
ภาคผนวก ก.....	69
ภาคผนวก ข.....	74
ภาคผนวก ค.....	93
ประวัติผู้เขียน.....	99



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และตั้งviiiอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้าที่
3. 1 แสดงค่าความต่างศักย์ที่ใช้ในการเก็บข้อมูล.....	43
3. 2 แสดงค่าความต่างศักย์ที่ใช้ในการเก็บข้อมูล.....	44
3. 3 การวัดค่าความเที่ยงตรง (Reproducibility) ของค่า kV	46
3. 4 การวัดค่าความแม่นยำ (Reproducibility) ของค่า kV	46
3. 5 การวัดค่าความเที่ยงตรง (Reproducibility) ของเครื่องตั้งเวลา.....	47
3. 6 การวัดค่าความแม่นยำ (Reproducibility) ของค่า kV	47
4. 1 แสดงส่วนหนึ่งของผลการเก็บข้อมูลของค่าความต่างศักย์ 40 kVp.....	54
4. 2 แสดงส่วนหนึ่งของผลการเก็บข้อมูลของค่าเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ 20 มิลลิวินาที	56
4. 3 ข้อมูลอัตราส่วนทั้ง 5 ครั้งของการเก็บข้อมูลค่าความต่างศักย์ ที่ตำแหน่งที่ 1 มิลลิเมตร กับ 4 มิลลิเมตร.....	58
4. 4 แสดงจำนวนข้อมูลในการวัดเวลา	59

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และดัดแปลงอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้าที่
2. 1	ภาพถ่ายมือกรรยาของ Wilhelm Conrad Röntgen จากรังสีเอกซ์เป็นภาพแรก 4
2. 2	แสดงอนุภาคของอิเล็กตรอนที่เกิดการสูญเสียความเร็วและคายพลังงาน..... 6
2. 3	แสดงการเปลี่ยนระดับพลังงานของอนุภาคอิเล็กตรอน..... 6
2. 4	แสดงส่วนประกอบหลักของ x-ray circuit ทั้ง 3 ส่วน..... 11
2. 5	ไฟฟ้ากระแสสลับเมื่อผ่านสายทองแดงมีลักษณะเป็น sine wave 13
2. 6	แสดง half-wave rectification จะใช้ diode 2 ตัว ทำให้กระแสที่เป็นบวกสามารถผ่าน ไปได้ ส่วนที่เป็นลบไม่สามารถผ่านได้..... 13
2. 7	Full-wave rectification รูป A แสดงการทำงานครึ่ง cycle ตามแนวลูกศร รูป B ครึ่ง cycle ที่สองจากกระแสไฟฟ้าส่วนที่เป็นลบ 14
2. 8	แสดง Full-wave rectification ที่มีพัลส์ 100 พัลส์ต่อ 1 วินาที 14
2. 9	ตัวอย่างอย่างภาพการถ่ายภาพเอกซเรย์ที่ค่า kVp ต่างกัน 15
2. 10	ตัวอย่าง Radiography phantom..... 17
2. 11	ตัวอย่าง x-ray test pattern 18
2. 12	ตัวอย่าง Step wedge และผลที่ได้จากการเอกซเรย์ 18
2. 13	ตัวอย่างอุปกรณ์วัดเวลาของการปล่อยรังสี Spinning Top 19
2. 14	ตัวอย่างอุปกรณ์ในการวัดความต่างศักย์ของหลอดเอกซเรย์ Wiscosin Cassette..... 21
2. 15	ส่วนประกอบของ Wiscosin Cassette 21
2. 16	แสดงการปล่อยรังสีเอกซ์ลงบน Wiscosin cassette..... 22
2. 17	แสดงผลการปล่อยรังสีลงบน Wiscosin Cassette..... 22
2. 18	ตัวอย่างมิเตอร์วัดความต่างศักย์ (kVp meter)..... 23
2. 19	ตัวอย่างของ Step wedge ที่ทำจากอลูมิเนียม 25
2. 20	แสดงผลการทดสอบความเหมือนกันของ mAs โดยการเปลี่ยนค่ากระแสและเวลา..... 25
2. 21	กราฟแสดงภาวะเชิงเส้นของการเพิ่มกระแสหรือเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์กับปริมาณ ของกระแสในขณะที่ควบคุมพารามิเตอร์อื่นให้คงที่..... 26
2. 22	แสดงการเดินทางของเอกซเรย์ ผ่านตัวดูดกลืนเพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่าง I กับ I_0 และ x. 28
2. 23	กราฟแสดงความสัมพันธ์ ระหว่าง I กับ x..... 29

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. 24	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง $\ln I$ กับ x	29
2. 25	แสดงเรขาคณิตของการจัดอุปกรณ์ในการหาค่า HVL ของเอกซเรย์ชนิดลำแคบ (narrow – beam) และชนิดปลายบาน (Broad – beam).....	31
2. 26	แสดงกราฟการลดลงของเอกซเรย์ กรณีที่ใช้เรขาคณิตของลำเอกซเรย์เป็นลำแคบ และลำปลายบาน.....	31
2. 27	แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง HVL กับพื้นที่หน้าตัดของลำเอกซเรย์ที่ kVp ต่าง ๆ.....	32
2. 28	กราฟการลดลงของปริมาณเอกซเรย์ที่มีความหนาของอลูมิเนียมต่างกันเพื่อหา HVL	33
2. 29	ภาพตัดขวางของ intensifying screen แสดงโครงสร้างหลักของ intensifying screen	35
2. 30	Photo diode BPW21R.....	36
2. 31	แสดงกราฟระหว่างความเร็วในการตอบสนองกับค่าความยาวคลื่น.....	36
2. 32	แสดงขนาดของ Photodiode ที่ใช้.....	37
3. 1	อลูมิเนียม สำหรับการลดค่าพลังงานของรังสีเอกซ์ ก่อนถึงแผ่น intensifying screen.....	40
3. 2	ภาพแสดงการต่อวงจรของ Photodiode กับ ขาของ Arduino Mega	41
3. 3	รูปแบบการต่อ Micro SD Card Adapter กับ Arduino Mega.....	42
3. 4	ภาพแสดง Flow chart ขั้นตอนการทำงานของโปรแกรม.....	45
4. 1	แสดงความกว้างของอลูมิเนียมที่ออกแบบขนาด 55 มิลลิเมตร	48
4. 2	แสดงความยาวของอลูมิเนียมที่ออกแบบ มีขนาด 142 มิลลิเมตร	49
4. 3	แสดงความหนาชั้นแรกของอลูมิเนียม มีขนาด 10 มิลลิเมตร	49
4. 4	อลูมิเนียมที่ใช้ในการลดทอนพลังงานของรังสีเอกซ์	50
4. 5	วงจรของ Photodiode กับ Intensifying screen	50
4. 6	แผ่นตะกั่วสำหรับกันรังสีเอกซ์	51
4. 7	Arduino Mega บนแผ่นวงจร	51
4. 8	อุปกรณ์หลักของอุปกรณ์วัดรังสี หลังจากการประกอบ.....	51
4. 9	รูปด้านข้างแสดง connector เชื่อมต่อสัญญาณจาก Photodiode ไปยัง Arduino Mega ...	52
4. 10	แสดง connector ไขว้เชื่อมกับแบตเตอรี่.....	52
4. 11	แสดงมุมต่าง ๆ ของอุปกรณ์ซึ่งอยู่ในกล่องที่บ่งแสดง	53
4. 12	กราฟแสดงส่วนหนึ่งของผลการเก็บข้อมูลของค่าความต่างศักย์ 40 kVp	55
4. 13	แสดงส่วนหนึ่งของผลการเก็บข้อมูลของค่าเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ 20 มิลลิวินาที.....	57
4. 14	แสดงกราฟผลการเก็บข้อมูลอัตราส่วนของค่าระหว่าง 1 mm. และ 4 mm.....	58
4. 15	แสดงกราฟผลการเก็บจำนวนข้อมูลในเวลาที่มีการปล่อยรังสีเอกซ์.....	60

บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของงานวิจัย สมมติฐาน ทฤษฎีหรือแนวคิดในงานวิจัย ขอบเขตของงานวิจัยและโครงสร้างของงานวิจัย

1.1 ที่มาและความสำคัญ

เนื่องจากในปัจจุบันทั้งในประเทศไทยมีการใช้เครื่องเอกซเรย์เป็นจำนวนมาก สัดส่วนเครื่องเอกซเรย์ในส่วนแบ่งการตลาดเครื่องมือแพทย์ของโลกอยู่ที่ 3.8% และในประเทศไทยมีการนำเข้าเครื่องเอกซเรย์ในปี 2559 มีมูลค่าถึง 104.9 ล้านบาท (ที่มา: กรมศุลกากร) แสดงให้เห็นถึงการใช้งานเครื่องเอกซเรย์ภายในประเทศจำนวนมาก ในทางการแพทย์เครื่องเอกซเรย์เป็นเครื่องมือทางรังสีวินิจฉัยที่สามารถประเมินลักษณะทางกายวิภาคของอวัยวะต่าง ๆ สามารถนำมาใช้ตรวจหรือวิเคราะห์โรค รวมถึงรังสีเอกซ์ที่พลังงานต่ำสามารถใช้ทำลายเซลล์มะเร็งได้ ทำให้เครื่องเอกซเรย์ที่ใช้นั้นจำเป็นต้องมีความแม่นยำ เพื่อความปลอดภัยของคนไข้และเจ้าหน้าที่ที่ใช้งานเครื่องเอกซเรย์ ซึ่งปริมาณรังสีที่ร่างกายของมนุษย์สามารถรับได้มีขีดจำกัด โดยส่วนประกอบหลักในร่างกายมนุษย์ คือน้ำประมาณ 75% สารอินทรีย์และสารอนินทรีย์ประมาณ 25% ของน้ำหนักร่างกาย เมื่อร่างกายได้รับรังสีเอกซ์ จะทำให้โมเลกุลของน้ำเปลี่ยนแปลงอนุมูลต่าง ๆ ทำให้มีคุณสมบัติที่ไวต่อการทำปฏิกิริยาเคมีกับสารอื่น ๆ ซึ่งทำให้เกิดความเสียหายต่อเซลล์ได้ รวมทั้งอาจก่อให้เกิดมะเร็งได้ ตามมาตรฐานกำหนดไว้ว่าค่าผิดพลาดที่ยอมรับได้ของเครื่องเอกซเรย์อยู่ที่ $\pm 10\%$ ทั้งในพื้นที่ปกติ และพื้นที่วิกฤติ (ที่มา: กองวิศวกรรมการแพทย์ ปี 2551) ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงจัดทำอุปกรณ์ที่สามารถวัดเวลาที่ใช้ในการปล่อยรังสีเอกซ์และปริมาณรังสีที่ปล่อยออกมาในแต่ละครั้ง เพื่อสร้างอุปกรณ์ที่จะสามารถตรวจสอบความถูกต้องในการปล่อยรังสีของเครื่องเอกซเรย์ได้ในอนาคต

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

โรงพยาบาลในประเทศไทยส่วนใหญ่ที่เป็นโรงพยาบาลเล็ก จะไม่มีงบประมาณสำหรับบริการดูแลรักษาอุปกรณ์ทางการแพทย์ให้มีประสิทธิภาพตามมาตรฐานอย่างทั่วถึง โดยเฉพาะเครื่องเอกซเรย์ ซึ่งเป็นเครื่องมือสำหรับการวินิจฉัยโรค ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่มีอยู่ทุกโรงพยาบาล โดยงานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์ในการพัฒนาอุปกรณ์ในการวัดเวลาและปริมาณรังสีเอกซ์ เพื่อให้สามารถนำไปพัฒนาต่อและสามารถนำไปใช้ในโรงพยาบาลได้จริงในอนาคต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

สมมติฐานในการศึกษาและทำงานวิจัยครั้งนี้คือสามารถสร้างอุปกรณ์ในการรับรังสีและโปรแกรมที่ใช้สำหรับประมวลผลของเวลาในการปล่อยรังสี และปริมาณของรังสีได้อย่างถูกต้องสามารถเทียบกับอุปกรณ์วัดมาตรฐานได้

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย

มีการใช้หลักการในการเปรียบเทียบอัตราส่วนของปริมาณรังสีเอกซ์ที่เพิ่มขึ้น เมื่อเพิ่มค่า kVp ให้สูงขึ้น ในการออกแบบอุปกรณ์ที่ใช้รับรังสี และมีการพัฒนาโปรแกรมในการประมวลผลผลลัพธ์ให้ระยะเวลาที่มีการปล่อยรังสี รวมถึงปริมาณของรังสีด้วย

1.5 ขอบเขตการวิจัย

ในการศึกษาการวิจัยนี้ได้ออกแบบอุปกรณ์ในการรับรังสีเพื่อนำสัญญาณไปประมวลผลหาค่าของเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ และปริมาณของรังสี โดยตัวอุปกรณ์สามารถประมวลผลและแสดงผลออกมาได้เลย

1.6 ขั้นตอนของการศึกษา

โดยขั้นตอนการศึกษาของการทำวิจัย แยกรายละเอียดได้ดังนี้

1. ศึกษาการทำงานของเอกซเรย์
2. ศึกษาการทำงานของPhoto diode สารฟอสเฟอร์ และ intensifying screen
3. ออกแบบวงจรรับรังสีเอกซ์
4. เขียนโปรแกรมรับสัญญาณจากรังสี
5. เขียนโปรแกรมประมวลผล เวลาในการปล่อยรังสีและปริมาณของรังสี
6. ศึกษาการทำงานของเอกซเรย์
7. ศึกษาการทำงานของPhoto diode และสารฟอสเฟอร์
8. ออกแบบวงจรรับรังสีเอกซ์
9. เขียนโปรแกรมรับสัญญาณจากรังสี
10. เขียนโปรแกรมประมวลผล เวลาในการปล่อยรังสีและปริมาณของรังสี
11. ทดลองใช้จริง
12. ทำรูปเล่มรายงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.7 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

ในวิทยานิพนธ์เล่มนี้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 5 บท โดยในแต่ละบทมีรายละเอียดดังนี้

บทที่ 1 บทนำ กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของงานวิจัย สมมติฐาน ทฤษฎีหรือแนวคิดในงานวิจัย ขอบเขตของงานวิจัยและโครงสร้างของงานวิจัย

บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง มีการกล่าวถึงเรื่องรังสีเอกซ์ อันตรายของรังสีเอกซ์ เครื่องเอกซเรย์ การทดสอบการรบกวนคุณภาพของรังสีวินิจฉัย คุณสมบัติของ Intensifying screen ค่าความหนาครึ่งค่าของอลูมิเนียม คุณสมบัติของ Photodiode และ Arduino

บทที่ 3 การออกแบบและสร้างอุปกรณ์ในการวัดรังสี กล่าวถึงการออกแบบอุปกรณ์ตั้งแต่เริ่มต้น การประกอบส่วนต่าง ๆ รวมกันจนได้อุปกรณ์สำหรับวัดรังสีเอกซ์ขึ้นมา รวมถึงการออกแบบ การเก็บข้อมูลสำหรับนำมาเป็นข้อมูลสำหรับการประมวลผล ให้ได้อัลกอริทึมการประมวลผลที่มีความแม่นยำ

บทที่ 4 ผลการทดลอง เป็นการนำเสนออุปกรณ์ที่ประกอบเสร็จแล้ว ผลการเก็บข้อมูลเพื่อนำมาใช้ในการสร้างสมการ ผลของโปรแกรม และผลการทดลองอุปกรณ์ที่สร้างขึ้น

บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ เป็นการนำผลการทดลองที่ได้จากบทที่ 5 มาวิเคราะห์และสรุปผลออกมาให้เห็นภาพชัดเจน รวมถึงเสนอแนะข้อมูลที่ควรศึกษาต่อหรือข้อที่ควรปรับปรุงสำหรับการพัฒนางานวิจัยในอนาคต

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

มีการกล่าวถึงเรื่องรังสีเอกซ์ อันตรายของรังสีเอกซ์ เครื่องเอกซเรย์ การทดสอบการรับประกันคุณภาพของรังสีวินิจฉัย คุณสมบัติของ Intensifying screen ค่าความหนาครึ่งค่าของอลูมิเนียม คุณสมบัติของ Photodiode และ Arduino

2.1 รังสีเอกซ์

รังสีเอกซ์หรือเอกซเรย์ ความหมายตามราชบัณฑิตยสถานให้ความหมายเอาไว้ว่าคือ รังสีแม่เหล็กไฟฟ้าซึ่งมีช่วงของการแผ่รังสีที่มีช่วงคลื่นอยู่ระหว่าง 5×10^{-9} เมตร - 6×10^{-12} เมตร ใช้ประโยชน์ในทางการแพทย์ ทางวิศวกรรม เป็นต้น (ที่มา: พจนานุกรม ฉบับราชบัณฑิตยสถาน พ.ศ. 2554)

2.1.1 ประวัติการค้นพบรังสีเอกซ์ [1]

รังสีเอกซ์ถูกค้นพบเมื่อ ค.ศ. 1895 โดย Wilhelm Conrad Röntgen ในขณะที่ศึกษารังสีแคโทด โดยพบว่าแผ่นกรองแสงที่ทำขึ้นจากกระดาษ เคลือบด้วยแบเรียม แพลทินอไซยาไนด์ (barium platinocyanide) เกิดการเรืองแสงขึ้น โดยอยู่ห่างจากหลอดรังสีแคโทด 120 เซนติเมตร และตัวอักษร “A” ที่เคลือบด้วยแบเรียม แพลทินอไซยาไนด์ ที่อยู่ห่างออกไป 20 ฟุตก็เรืองแสงซึ่งไม่ได้อยู่ในระยะของรังสีแคโทด ทำให้ Wilhelm Conrad Röntgen ตั้งข้อสังเกตว่าต้องมีรังสีชนิดที่มองไม่เห็น และมีอำนาจทะลุทะลวงสูง โดยไม่ทราบชื่อของรังสี จึงเรียกรังสีนี้ว่า รังสีเอกซ์ จากนั้นจึงทำการศึกษาต่อ โดยศึกษาการทะลุทะลวง (Penetration) ผ่านวัตถุต่าง ๆ รวมถึงได้ถ่ายภาพมือภรรยาของเขาด้วยรังสีเอกซ์เป็นภาพแรกไว้ จากนั้นจึงประกาศว่าเป็นผู้ค้นพบรังสีเอกซ์เป็นคนแรก ต่อมาได้รับรางวัลโนเบล (Nobel prize) สาขาฟิสิกส์เป็นคนแรกในปี ค.ศ. 1901



รูปที่ 2.1 ภาพถ่ายมือภรรยาของ Wilhelm Conrad Röntgen จากรังสีเอกซ์เป็นภาพแรก [1]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.2 คุณสมบัติของรังสีเอกซ์ [2]

- เป็นรังสีแม่เหล็กไฟฟ้า มีคุณสมบัติเป็นทั้งคลื่น และอนุภาค
- ความยาวคลื่นอยู่ในช่วง 10-0.01 นาโนเมตร
- ความถี่อยู่ในช่วง 30-30,000 เพตะเฮิรตซ์
- มีคุณสมบัติคล้ายแสง คือความเร็วในการเดินทาง 3.8×10^8 เมตรต่อวินาที มีสมบัติการสะท้อน หักเห และเบี่ยงเบน
- ทำให้สสารบางชนิดเรืองแสงได้
- เป็นรังสีทำให้เกิดไอออน เมื่อเดินทางผ่านตัวกลางที่เป็นอากาศหรือก๊าซ
- ทำให้เกิดรอยดำบนฟิล์มถ่ายภาพ
- มีอำนาจการทะลุทะลวงได้ดี เช่น สามารถทะลุผ่านเนื้อเยื่อสิ่งมีชีวิต พลาสติก เสื้อผ้า แต่ไม่สามารถผ่านตะกั่ว หรือ คอนกรีตหนาๆ ได้
- เมื่อผ่านเข้าไปในวัตถุรังสีจะถูกดูดกลืนไปโดยสสารนั้น ๆ มากหรือน้อยแล้ว แต่ความหนาแน่นของสสารนั้น มีความหนาแน่นมาก เช่น กระจกก็ดูดกลืนรังสีมาก ทำให้รังสีผ่านไปได้ น้อย ถ้ามีความหนาแน่นน้อย เช่น อากาศ ก็ดูดกลืนรังสีไว้ได้น้อย ทำให้รังสีผ่านไปได้มาก
- เมื่อผ่านไป ในอากาศหรือก๊าซ จะทำให้เกิดการปล่อยประจุไฟฟ้า (ionization) ถ้าวัดประจุไฟฟ้านี้ จะนำไปคำนวณจำนวนของรังสีเอกซ์ ที่ผ่านไป ในอากาศหรือก๊าซนั้นได้ จึงเป็นการวัดจำนวนรังสีทางอ้อม
- สามารถถูกดูดกลืนด้วยวัตถุที่มีเลขเชิงมวลสูงๆ
- สามารถทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของสารชีวเคมีในสิ่งมีชีวิต เช่น เซลล์ถูกทำลาย เกิดการกลายพันธุ์ ถ้าได้รับรังสีเป็นจำนวนมาก และเป็นเวลานาน

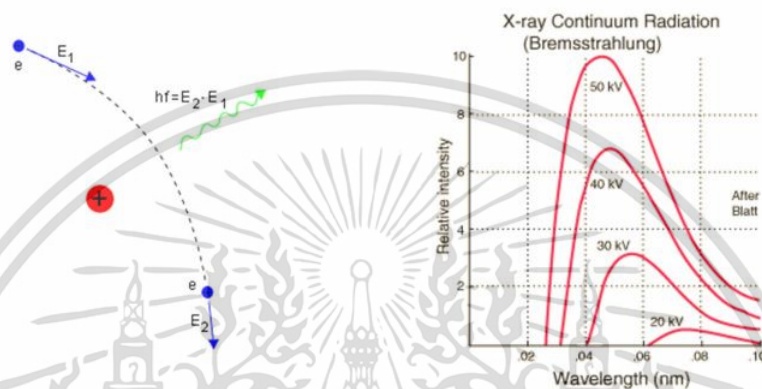
2.1.3 ประเภทของรังสีเอกซ์ [3]

ประเภทของรังสีเอกซ์สามารถแยกตามลักษณะของการเกิดรังสีได้ 2 ประเภทดังนี้

1. รังสีเอกซ์ที่มีสเปกตรัมแบบต่อเนื่อง (Bremsstrahlung) เป็นรังสีเอกซ์ที่ได้จากการเร่งอนุภาคที่มีประจุ โดยให้มีความเร็วไปชนเป้าโลหะ เช่น เร่งอนุภาคของอิเล็กตรอนให้มีความเร็วสูงวิ่งชนเป้าโลหะ เมื่ออิเล็กตรอนชนกับเป้าโลหะ

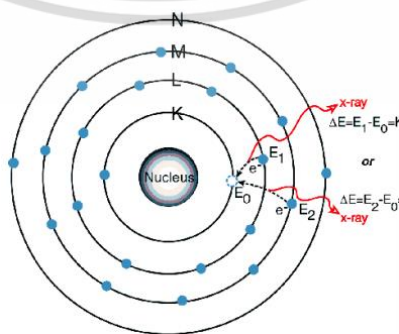
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อาจจะหยุดนิ่ง หรือสูญเสียความเร็วอิเล็กตรอนก็จะปล่อยพลังงานจลน์ออกมา ตามกฎที่ว่า พลังงานย่อมไม่สูญหาย ดังรูปที่ 2.2 พลังงานจะเปลี่ยนไปเป็นพลังงานรูปแบบใหม่ 2 แบบคือ 1. มากกว่าร้อยละ 99 จะเป็นพลังงานความร้อน และ 2. น้อยกว่าร้อยละ 1 จะเป็นพลังงานในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า หรือรังสีเอกซ์ โดยรังสีเอกซ์ที่มีความยาวคลื่นสั้นจะพลังงานสูง ทำให้สามารถทะลุทะลวงสูงกว่ารังสีเอกซ์ที่มีความยาวคลื่นยาวกว่า



รูปที่ 2. 2 แสดงอนุภาคของอิเล็กตรอนที่เกิดการสูญเสียความเร็วและคายพลังงานออกมาแบบต่อเนื่อง [4]

2. รังสีเอกซ์ที่มีสเปกตรัมแบบเฉพาะตัว (Characteristic x-ray) เป็นรังสีเอกซ์ที่ได้จากการสลายตัวของธาตุกัมมันตรังสี เมื่ออิเล็กตรอนหลาย ๆ วงที่วนรอบนิวเคลียสของอะตอม มีการเปลี่ยนระดับพลังงานจากวงที่ระดับพลังงานสูง ลงมาสู่วงที่ระดับพลังงานต่ำกว่า ก็จะคายพลังงานออกมาในรูปของรังสีเอกซ์ที่มีพลังงานเฉพาะและค่าคงที่ ขึ้นอยู่กับลักษณะของอะตอมธาตุนั้น ๆ ดังรูปที่ 2.3



รูปที่ 2. 3 แสดงการเปลี่ยนระดับพลังงานของอนุภาคอิเล็กตรอนแล้วคายพลังงานออกมาเป็นรังสี

เอกซ์ [4]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.4 การลดทอนหรือการดูดกลืนรังสีเอกซ์ [5]

เมื่อรังสีเอกซ์เคลื่อนที่ผ่านตัวกลาง บางส่วนของรังสีเอกซ์จะถูกดูดกลืนบางส่วน บางส่วนจะเกิดการกระเจิงออกไป บางส่วนจะผ่านออกมาได้ โดยเรียกปรากฏการณ์นี้ว่า การลดทอนรังสี (Attenuation) โดยปริมาณของรังสีที่ผ่านเข้าสู่ตัววัตถุรังสีจะถูกลดทอนลงตามความหนาของตัวกลาง การลดทอนของรังสีสามารถอธิบายได้โดยใช้สมการของ Lambert's Law ดังสมการที่ 2.1

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.1)$$

I = ความเข้มรังสีเอกซ์เมื่อมีตัวกลางขวางกั้น

I_0 = ความเข้มรังสีเอกซ์เมื่อไม่มีตัวกลางขวางกั้น

μ = ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้น หรือ การดูดกลืนเชิงเส้น (Linear attenuation coefficient) เมื่อรังสีเอกซ์เคลื่อนที่ผ่านตัวกลาง มีหน่วยเป็น cm^{-1}

x = ค่าความหนาตัวกลางที่รังสีเอกซ์เคลื่อนที่ผ่าน มีหน่วยเป็น cm

e = ค่าคงตัวออยเลอร์ (Euler's constant) มีค่าเท่ากับ 2.718

2.1.5 การเกิด Anode Heel Effect [6]

คือ การเกิดความไม่สม่ำเสมอของความเข้มรังสีในทิศทาง จากแอโนดไปแคโทดของหลอดเอกซเรย์ หลักการคือการเปลี่ยนลำแสงอิเล็กตรอนเป็นรังสีเอกซ์ที่ไม่เกิดขึ้นที่ target material แต่เกิดที่ลิกลงไป เนื่องจากรังสีเอกซ์ที่ถูกสร้างขึ้นที่ target material บริเวณที่ลิกลงไปต้องสะท้อนกลับมาก่อนที่จะไปถึง target field โดย target material จำเป็นจะต้อง traversed มุมในการปล่อย electron beam ให้ใกล้กับ anode มากขึ้นมากกว่าที่จะขนานกับมัน คือใกล้กับ cathode การเพิ่มขึ้นของ material leads ทำให้มีการ resorption ของรังสีเอกซ์มากขึ้น โดย target material ทำให้รังสีเอกซ์ลดน้อยลง นอกจากนี้ยังหมายความว่ารังสีเอกซ์จะปล่อยออกมาในมุมที่ใกล้กับการเดินทางของลำแสงที่เกิดขึ้นโดยใช้ target material น้อยลงและดูดกลืนน้อยลง ผลสุดท้ายคือความเข้มสนามต่อแคโทดมากกว่าขั้วบวก

ปัจจัยที่มีผลต่อการเกิด Anode Heel Effect

- มุมแอโนด: ด้วยการเพิ่มมุมจำนวนวัสดุเป้าหมายที่ตั้งฉากกับขั้วบวกจะลดลงทำให้เกิดการ resorption ของรังสีเอกซ์น้อยลง
- target-to-film distance: เพิ่มระยะทางในการลดผลของ heel effect โดยการให้ความแตกต่างของลำแสงซึ่งทำให้เกิดภาพที่เหมือนกันมากขึ้น
- ขนาดฟิลด์: เขตข้อมูลจะสม่ำเสมอมากขึ้นที่ศูนย์กลางเนื่องจาก collimator ดูดซับรูปแบบอุปกรณ์ต่อพ่วง
- การจัดวางตำแหน่ง: โดยการจัดตำแหน่งวัสดุที่มีการลดทอนลงไปทางแคโทดและลดวัสดุที่บดลงสู่ขั้วบวก

2.1.6 การเกิด Space Charge Effect [7]

คือ การสะสมของอิเล็กตรอนที่ถูกปล่อยออกมาจากพื้นผิวโลหะหลังจากการใช้งานของท่อในระยะสั้น ๆ ห่างจากพื้นผิวโลหะ อิเล็กตรอนเหล่านี้สะสมและก่อตัวเป็นเมฆประจุรอบ ๆ ผิวโลหะ ค่าพื้นที่นี้จะจำกัดการปล่อยอิเล็กตรอนออกมาจากพื้นผิวและเรียกว่า space charge effect

2.1.7 ประโยชน์ของรังสีเอกซ์ [5][8][9]

ทางการแพทย์ รังสีเอกซ์สามารถนำมาใช้ในด้านการศึกษาวินิจฉัยโรคต่าง ๆ โดยจะฉายเอกซเรย์บนฟิล์มหรือตัวรับรังสี เพื่อให้ได้ภาพส่วนที่ทำการเอกซเรย์ออกมาซึ่งสามารถนำไปหาความผิดปกติ และแนวทางในการรักษาผู้ป่วยได้ นอกจากนี้ยังมีการนำไปใช้ในด้านการศึกษาโรคโดยใช้รังสีเอกซ์ในการทำลายเซลล์ที่เป็นอันตรายต่อร่างกาย เช่นเซลล์มะเร็ง เป็นต้น

ทางด้านดาราศาสตร์ ใช้รังสีเอกซ์ในการถ่ายภาพดาราศาสตร์ที่ตาของมนุษย์ไม่สามารถมองเห็นได้

ทางด้านความมั่นคงและอากาศยาน มีการใช้รังสีเอกซ์ในการค้นหาวัตถุอันตราย เช่นระเบิด และมีการนำมาใช้ในสนามบินเพื่อตรวจสอบสัมภาระของผู้โดยสาร ทำให้ไม่จำเป็นต้องเปิดสัมภาระเพื่อตรวจหาสิ่งของต้องห้าม

ทางด้านอุตสาหกรรม มีการนำรังสีเอกซ์มาใช้ในการหาความหนาแน่นของวัตถุหรือโลหะ ใช้สำหรับการตรวจหารอยร้าวหรือรอยร้าวของชิ้นงาน นอกจากนี้ยังนำรังสีเอกซ์ที่พลังงานต่ำมาใช้ในการแยกสารต่าง ๆ การแยกคาร์บอนไดออกไซด์ออกจากฮีเลียม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.8 ผลกระทบหรืออันตรายของรังสีเอกซ์ต่อร่างกาย [10]

อวัยวะต่าง ๆ ในร่างกายของคนมีความไวต่อรังสีไม่เท่ากัน โดยปริมาณรังสีที่อวัยวะได้รับจะเรียกว่า Effective Dose ร่างกายมีส่วนประกอบส่วนใหญ่เป็นน้ำ และเมื่อถูกรังสีมากกระทบ จะทำให้เกิดการแตกตัวและตื่นตัว (Ionization and Excitation) ของเซลล์บริเวณนั้น โดยการเกิดปฏิกิริยาของรังสีกับเซลล์จะมีทั้งทางตรงและทางอ้อม ทางตรงคือ เมื่อเซลล์ได้รับรังสีจะเกิด Ionization และถูกดุดกลืนใน Macromolecule ภายในเซลล์ เช่น DNA, RNA โปรตีน เอนไซม์ ต่าง ๆ เป็นต้น ทำให้โครงสร้างของ Macromolecule เกิดความผิดปกติ และนำไปสู่การเปลี่ยนแปลงทางชีววิทยา ส่วนการเกิดปฏิกิริยาทางอ้อม คือ เมื่อรังสีทำให้โมเลกุลของโปรตีนในเซลล์เกิด Ionization โดยโมเลกุลที่เกิดปฏิกิริยาทางอ้อมมากที่สุดคือน้ำ ทำให้เกิดปฏิกิริยาเคมีแล้วเกิดเป็นอนุมูลอิสระ (Free radicals) และเกิดสารประกอบ Peroxide และเมื่อมีการเกิดปฏิกิริยามากเกินไปจะทำให้ปริมาณสารประกอบ Peroxide มากเกินไปจนเป็นอันตรายหรือเกิดการทำลายต่อเซลล์และอวัยวะ

การเปลี่ยนแปลงของเซลล์เมื่อได้รับรังสีโดยแยกเป็นระดับต่าง ๆ ได้ดังนี้

1. ระดับที่ไม่เป็นอันตรายต่อเซลล์ เมื่อเซลล์ได้รับปริมาณรังสีระดับต่ำ
2. ระดับที่เซลล์ถูกทำลายและเซลล์ยังสามารถซ่อมแซมส่วนที่ถูกทำลายได้ โดยการที่โครโมโซมยังสามารถทำการแบ่งเซลล์ใหม่ได้ โดยปกติคนเราจะมีการซ่อมแซมโครโมโซมถึง 100,000 ครั้ง
3. ระดับที่เซลล์ถูกทำลายและเมื่อทำการแบ่งเซลล์ใหม่เกิดความผิดปกติขึ้น โดยเซลล์ใหม่ที่สร้างขึ้นเกิดความผิดปกติจนไม่สามารถทำงานได้อย่างสมบูรณ์และเซลล์อาจตาย สาเหตุอาจเกิดจากโครโมโซมในนิวเคลียสถูกทำลายและซ่อมแซมได้ไม่ถูกต้อง จึงเกิดการกลายพันธุ์ (Mutation) ส่งผลให้เกิดผลกระทบทางพันธุกรรม
4. ระดับที่เซลล์ตาย เมื่อเซลล์ได้รับปริมาณรังสีที่สูงมาก หรือได้รับรังสีในเวลาอันรวดเร็ว เซลล์จะตายทันทีเนื่องจากไม่สามารถซ่อมแซมตัวเองได้ทัน

ผลกระทบของรังสีต่อเนื้อเยื่อและอวัยวะ

โดยปกติเมื่อเซลล์ได้รับความเสียหาย จะส่งผลให้เกิดการบาดเจ็บของเนื้อเยื่อและอวัยวะ จะไม่มีอาการเฉพาะตัว โดยตัวอย่างของระบบต่าง ๆ เมื่อได้รับรังสีปริมาณมาก ดังนี้

1. ระบบเลือด เมื่อได้รับปริมาณรังสี 0.1 เกรย์ จะทำให้จำนวนของเม็ดเลือดขาวลดลง และ 0.5 เกรย์ จะทำให้จำนวนเม็ดเลือดแดงและเกล็ดเลือดลดลง และใช้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เวลาตั้งแต่ 2-3 สัปดาห์เป็นอย่างต่ำในการทำให้ปริมาณเม็ดเลือดกลับมาเป็นปกติ โดยการลดลงของเม็ดเลือดทำให้เกิดอาการอ่อนเพลีย โลหิตจาง เมื่อเกล็ดเลือดน้อยอาจทำให้เลือดไหลไม่หยุด และร่างกายติดเชื้อง่ายเนื่องจากปริมาณเม็ดเลือดขาวลดลง

2. ผิวหนัง บริเวณที่ได้รับรังสีปริมาณมาก จะทำให้เกิดการบาดเจ็บคล้ายไฟลวก เช่น ผิวแดง ลอก อักเสบ หรือพุพอง อาจเกิดอาการเรื้อรัง เช่น ผิวบาง แผลเป็น สีผิวเข้มหรือจาง เป็นต้น
3. ระบบทางเดินอาหาร โดยลำไส้เล็กเป็นส่วนที่ไวต่อรังสีมากที่สุดในระบบทางเดินอาหาร รังสีจะทำให้เกิดการอักเสบของเยื่อในทางเดินอาหาร ถ้าได้รับปริมาณรังสีปานกลางอาจสามารถรักษาจนหายได้ หากได้รับปริมาณรังสีสูง ๆ อาจทำให้เกิดการฟ่อ ผังผืด การอุดตัน หรือเป็นแผล นำไปสู่การเสียชีวิตได้
4. ระบบสืบพันธุ์ ในเพศชายหาได้รับปริมาณรังสี 2.5 เกรย์ จะทำให้เป็นหมันชั่วคราว โดยประมาณ 12 เดือน และหากได้รับรังสี 5-6 เกรย์ จะทำให้เป็นหมันถาวร ส่วนในเพศหญิงหาได้รับรังสีสูงกว่า 6.25 เกรย์ จะทำให้เกิดอาการหมดประจำเดือน และมีผลกระทบต่อระบบสืบพันธุ์
5. ดวงตา โดยรังสีสามารถทำลายเลนส์ตา และทำให้เกิดต้อกระจก โดยจากการวิจัยพบว่าผู้ที่ได้รับรังสีระดับปานกลาง หรือประมาณ 2 เกรย์ จะเป็นต้อกระจกบางส่วน และผู้ที่ได้รับรังสีที่ตามากกว่า 7 เกรย์ ทุกคนจะเป็นต้อกระจก โดยจะเป็นหลังจากได้รับรังสีไปแล้ว 1-30 ปี
6. ระบบหัวใจและหลอดเลือด โดยเส้นเลือดที่ได้รับรังสีในปริมาณที่มากพออาจถูกทำลายและทำให้เกิดการอุดตันของเส้นเลือดได้ ทำให้อวัยวะต่าง ๆ ที่เส้นเลือดอุดตันขาดออกซิเจนและสารอาหารต่าง ๆ และทำให้อวัยวะนั้นทำงานไม่ได้ และตายในที่สุด และผู้ป่วยที่ได้รับการรักษามะเร็งด้วยรังสี หากได้รับปริมาณรังสีประมาณ 40 เกรย์ จะทำให้เกิดเยื่อหุ้มหัวใจและหัวใจอักเสบ
7. กระดูกและกระดูกอ่อน ส่วนใหญ่มีผลกับเด็กอายุต่ำกว่า 2 ปี โดยเมื่อได้รับรังสี อาจทำให้รูปร่างและขนาดของกระดูกผิดปกติ
8. ระบบทางเดินหายใจ หากได้รับปริมาณรังสีมากจะทำให้ปอดเกิดการอักเสบ หรือเกิดผังผืด ทำให้ปอดทำงานได้ไม่เต็มที่
9. ตับ เมื่อใช้รังสี 35-45 เกรย์ในการรักษาผู้ป่วยโรคมะเร็งอาจก่อให้เกิดอาการตับอักเสบหรือตับแข็ง และอาจส่งผลให้มีการตับวายหรือดีซ่านได้

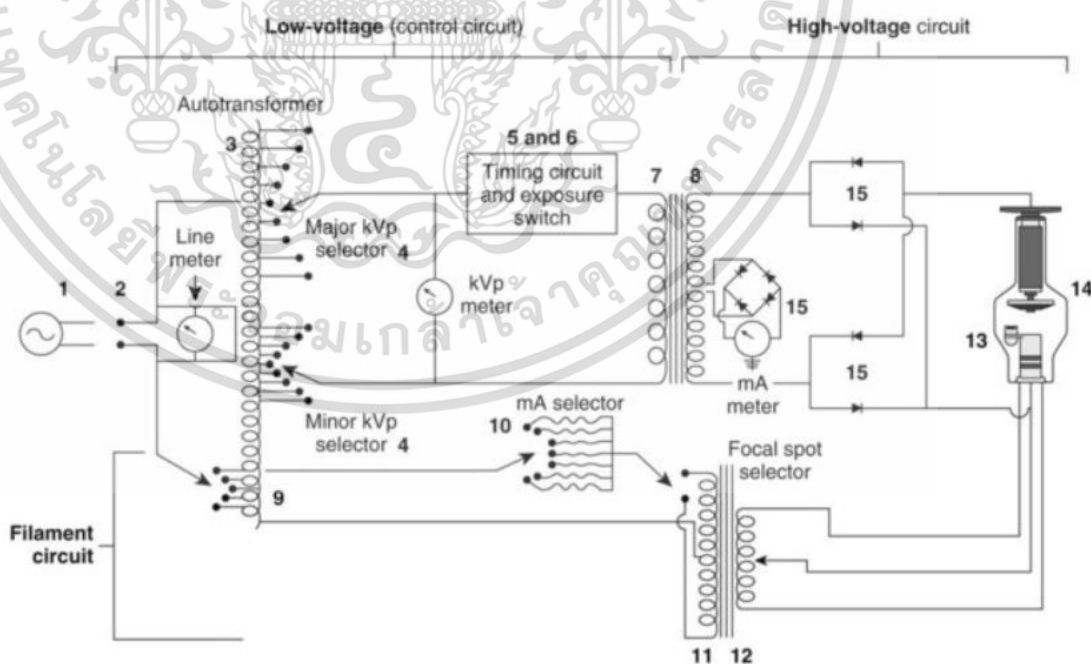
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

10. ระบบทางเดินปัสสาวะ หากไตทั้ง 2 ข้างได้รับปริมาณรังสีมากกว่า 26 เกรย์ จะทำให้ตายได้ภายใน 5 สัปดาห์
11. ระบบประสาทส่วนกลาง โดยเซลล์ประสาทส่วนใหญ่สามารถทนต่อรังสีได้ปริมาณมาก โดยปริมาณรังสี 50 เกรย์ที่ใช้ในการรักษาจะทำให้เกิดความเสียหายต่อสมองได้

ผลของรังสีในระยะยาวอาจก่อให้เกิดมะเร็งได้ โดยรังสีเป็นตัวกระตุ้นทำให้เกิดโอกาสเกิดมะเร็งสูงขึ้น แต่ไม่เพิ่มความรุนแรงของอาการที่เกิด โดยจากการวิจัยพบว่าผู้ป่วยที่เป็นมะเร็งจะตรวจพบมะเร็งหลังจากได้รับรังสีประมาณ 20-30 ปี ส่วนมะเร็งเม็ดเลือดขาวตรวจพบเมื่อได้รับรังสีไปแล้วประมาณ 7-12 ปี โดยจากการส่งผลต่าง ๆ ต่อร่างกายทำให้ปริมาณรังสีที่สูงขึ้นทำให้ช่วงอายุสั้นลง

2.2 วงจรของเครื่องเอกซเรย์ (X-ray Circuit) [11] [12]

x-ray circuit ประกอบด้วย 3 ส่วนหลักคือ low-voltage circuit, filament circuit และ high-voltage circuit ซึ่งแต่ละส่วนจะมีหม้อแปลงเฉพาะ ดังรูปที่ 2.4



รูปที่ 2. 4 แสดงส่วนประกอบหลักของ x-ray circuit ทั้ง 3 ส่วน [12]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.1 Low voltage circuit

คือ วงจรแรงดันไฟต่ำ เป็นวงจรย่อยระหว่างแหล่งจ่ายไฟกระแสสลับ (AC) (ตรงหมายเลข 1) กับด้าน primary (input) ของหม้อแปลงไฟฟ้าแรงสูง (step-up) (ตรงหมายเลข 7) ระหว่างแหล่งจ่ายไฟกระแสสลับกับหม้อแปลงไฟฟ้าแรงดันสูงจะมีอุปกรณ์ต่าง ๆ ซึ่งอยู่ภายใน control console ส่วนใหญ่จะเป็น exposure techniques เช่น peak (kilovolts peak; kVp.), milliamperes (mA) และ exposure time ซึ่งประกอบด้วย สวิตช์หลัก (ตรงหมายเลข 2), ตัวแปลงอัตโนมัติ (ตรงหมายเลข 3), kVp. selectors (ตรงหมายเลข 4), exposure switch (ตรงหมายเลข 5) และ exposure timer (ตรงหมายเลข 6)

2.2.2 Filament Circuit

เป็นวงจรที่แบ่งเป็น 2 ส่วนโดย หม้อแปลงไฟฟ้าแบบ step down (หมายเลข 11 และ 12) ในส่วน primary ของ filament circuit เพื่อช่วยส่งกระแสไฟฟ้าแรงดันต่ำเพื่อสร้างความร้อนให้กับ filament ที่ x-ray tube เพื่อให้ electrons หลุดออกมา filament circuit จะทำงานทุกครั้งที่มีการปรับ mA บน generator

2.2.3 High-Voltage Circuit

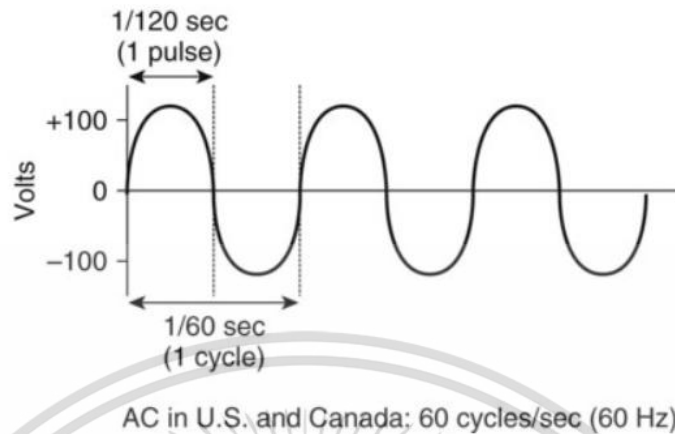
วงจรนี้ เริ่มและจบลงในส่วนของ secondary ของ step-up transformer (หมายเลข 8) รวมทั้ง x-ray tube (หมายเลข 14) และ rectifier unit (หมายเลข 15) กระแสไฟฟ้าจะไหลเข้ามาในวงจรเฉพาะตอนที่ปลั๊กเรียงสี วงจรในส่วนนี้จะเป็นส่วนที่อันตรายเนื่องจากเป็นส่วน high voltage สายไฟในส่วนของ high voltage จะมีความหนาและมีความเป็นฉนวนสูง

2.2.4 Rectification

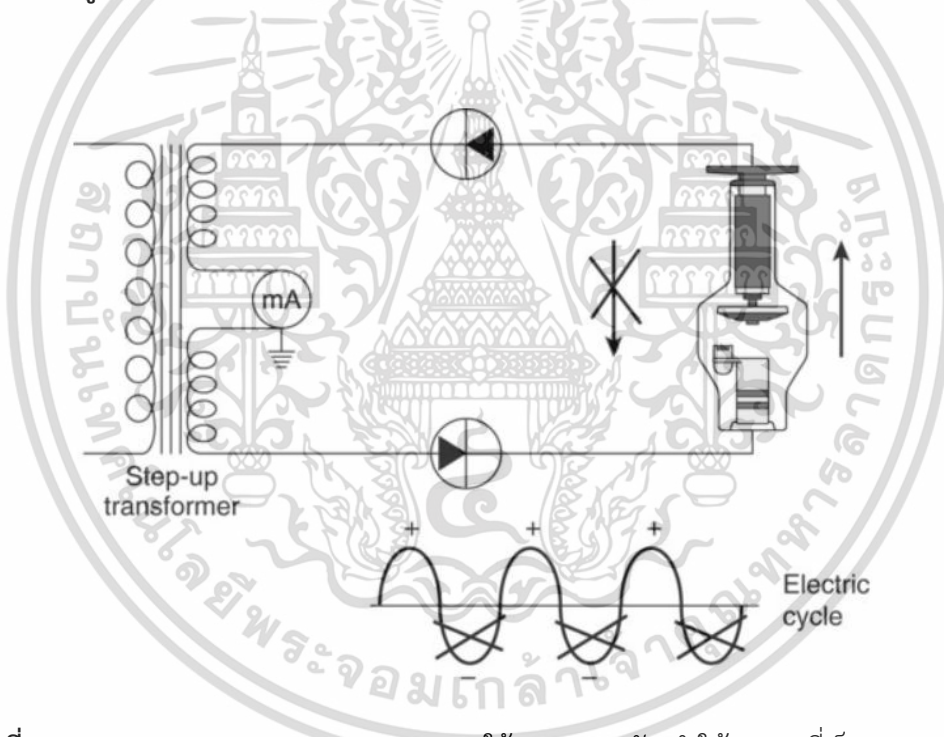
วัตถุประสงค์หลักของ rectifier unit (หมายเลข 15) เป็นการเปลี่ยนไฟฟ้ากระแสสลับ (AC) เป็นไฟฟ้ากระแสตรง (DC) เป็นกระบวนการเพื่อเตรียมกระแสสำหรับการผลิตรังสีเอกซ์ ในตัวอย่างนี้กระแสจะไหลไปทางขวา ประเภทของ rectifiers จะมี 3 แบบ self-rectification, half-wave rectification และ full-wave rectification โดยแบบ self-rectification ไม่สามารถแก้ไขปัญหาได้และมีอายุการใช้งานที่สั้น ส่วน half และ full wave จะอธิบายต่อไป

Half-Wave Rectification เมื่อไฟฟ้ากระแสสลับไหลผ่านสายไฟทองแดงจะมีลักษณะเป็น sine wave เป็นพัลจากบวกถึงลบ ด้วยอัตรา 50 Hz ตามกระแสไฟฟ้าบ้านของประเทศไทย ดังรูปที่ 2.5 โดย rectifier จะแปลงกระแสไฟฟ้าจาก AC เป็น DC โดยใช้ diode เพื่อให้กระแสไฟฟ้าไปในทิศทางเดียว half-wave rectification จะใช้ diode 2 ตัว ทำให้กระแสที่เป็นบวกสามารถผ่านไปได้ ส่วนที่เป็นลบไม่สามารถผ่านไปได้ ดังรูปที่ 2.6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานในเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2. 5 ไฟฟ้ากระแสสลับเมื่อผ่านสายทองแดงมีลักษณะเป็น sine wave [12]



รูปที่ 2. 6 แสดง half-wave rectification จะใช้ diode 2 ตัว ทำให้กระแสที่เป็นบวกสามารถผ่านไปได้ ส่วนที่เป็นลบไม่สามารถผ่านได้ [12]

Full-Wave Rectification มีการใช้ diode 4 ตัวในวงจร เพื่อเป็นการ redirected ขณะทีกระแสไฟฟ้าส่วนที่เป็นลบผ่าน จะทำให้สามารถไหลไปในทิศทางเดียวกับอีกครึ่งทางบวกได้ เรียกกระบวนการนี้ว่า full-wave rectification ซึ่งใช้ในกระบวนการสร้างรังสีเอกซ์ แสดงให้เห็นใน รูปที่ 2.7 โดยพัลส์ของรังสีเอกซ์ที่ออกมาจะเป็นแบบ full-wave rectified ที่ความถี่ 100 ครั้งต่อ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วินาที เปรียบเทียบกับแบบ half-wave rectification ที่ความถี่ 50 ครั้งต่อวินาที คิดเป็น 2 เท่าของ รังสีเอกซ์ที่จะออกมา รูปคลื่นแบบ full-wave rectified แสดงให้เห็นในรูปที่ 2.8

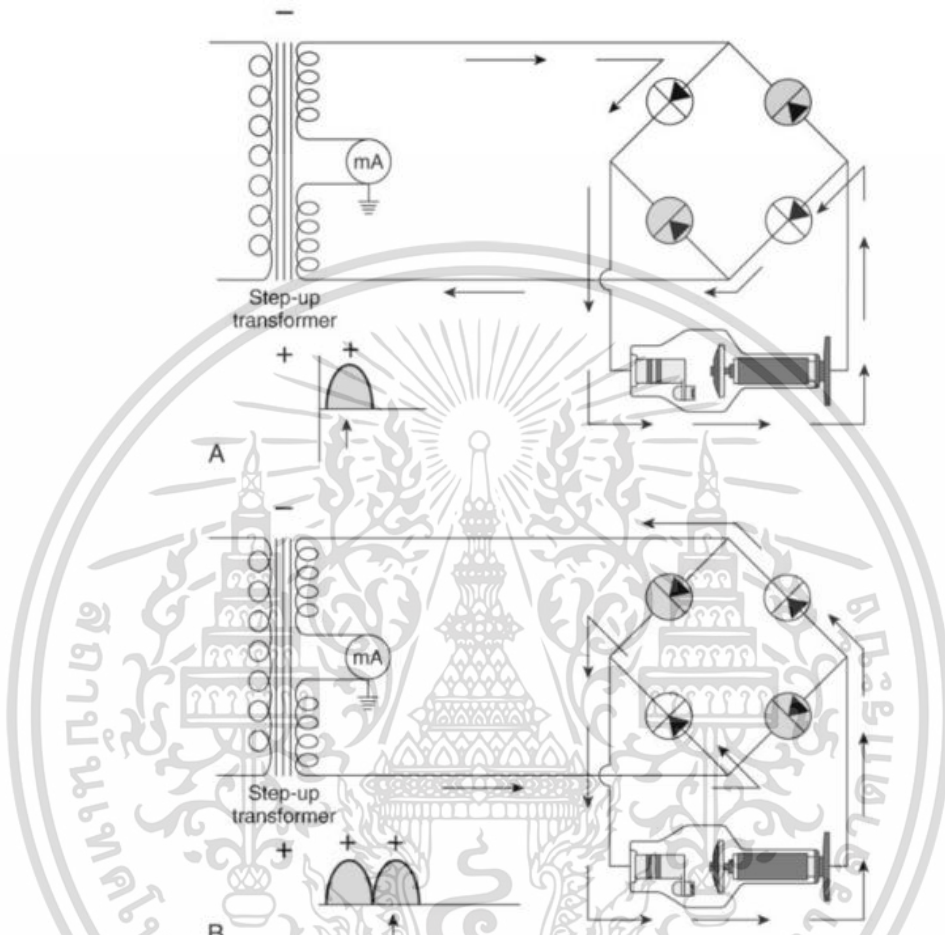


FIG. 8-3 Full-wave rectification. A, First half of cycle (0 to π); B, Second half of cycle (arrows) rectified from negative to positive. This more complex rectification unit electrically moves the negative pulse above the line, changing it to positive in the brushes.

รูปที่ 2. 7 Full-wave rectification รูป A แสดงการทำงานครึ่ง cycle ตามแนวลูกศร รูป B ครึ่ง cycle ที่สองจากกระแสไฟฟ้าส่วนที่เป็นลบ [12]

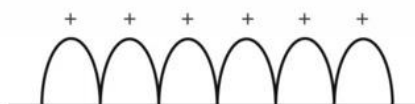


FIG. 8-8 Full-wave rectification voltage waveform produces 120 impulses (x-rays) per second compared to 60 impulses in half-wave rectification.

รูปที่ 2. 8 แสดง Full-wave rectification ที่มีพัลส์ 100 พัลส์ต่อ 1 วินาที [12]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 พารามิเตอร์ที่ใช้ในการปรับเครื่องเอกซเรย์ [13]

2.3.1 กิโลโวลต์เตจสูงสุด (kilovoltage peak : kVp.)

คือค่าความต่างศักย์ระหว่างขั้วหลอดเอกซเรย์ ขณะที่ผลิตรังสีเอกซ์ของหลอดเอกซเรย์ โดยค่า kVp ได้จากการตั้งค่าที่แผงควบคุมเครื่อง ผลจากการปรับค่า kVp จะทำให้ความเข้มรังสีและพลังงานรังสีเอกซ์เปลี่ยนแปลงมีผลต่อภาพของเอกซเรย์โดยเมื่อเพิ่มค่า kVp ขึ้นจะทำให้ภาพมีความเข้มขึ้น คือมีความดำขึ้น ทำให้ contrast สูงขึ้น เหมาะสำหรับการถ่ายภาพอวัยวะหรือส่วนที่มีความหนาแน่นมาก ๆ เช่น กระดูกสันหลัง เป็นต้น การใช้ kVp สูงๆ จะทำให้เกิดรังสี กระจายมากซึ่งจะทำให้ภาพมีลักษณะเป็นจุดฝ้าๆ ขุ่นมัว (fog image) ภาพไม่คมชัด ดังตัวอย่างภาพการถ่ายภาพเอกซเรย์ที่ค่า kVp ต่างกัน ในรูปที่ 2.15 ดังนั้นการ เอกซเรย์อวัยวะที่หนาๆและต้องใช้ kVp สูงๆ มักจะใช้ร่วมกับอุปกรณ์ตัดรังสีกระจายที่เรียกว่า Anti-scatter grid (หรือ Bucky) เพื่อตัดรังสีกระจายออกก่อนจะถึงฟิล์ม



รูปที่ 2. 9 ตัวอย่างอย่างภาพการถ่ายภาพเอกซเรย์ที่ค่า kVp ต่างกัน [13]

2.3.2 กระแสที่ผ่านหลอดเอกซเรย์ (mA) [14]

ผลการให้ค่า mA การปรับเปลี่ยนค่า mA คือการเปลี่ยนแปลงปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ผ่านหลอดเอกซเรย์มากขึ้นหรือน้อยลงซึ่งจะส่งผลต่อความเข้มรังสี(ปริมาณรังสี)โดยตรง นั่นคือถ้าให้ mA. สูงๆ ก็จะทำให้ปริมาณรังสีออกมาเยอะ ส่งผลให้ฟิล์มมีความดำมากขึ้น ถ้าให้ mA. น้อยก็จะทำให้ฟิล์มได้รับรังสีน้อยตามไปด้วยภาพฟิล์มก็จะมีแสง(ดำ)น้อยกว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.3 เครื่องตั้งเวลา (Timer)

โดยทั่วไปมักเรียกว่าการปรับ sec. เป็นส่วนที่ควบคุมเวลาในการให้รังสีเอ็กซ์ ผลการปรับเปลี่ยนเวลาให้รังสีเอ็กซ์ ปุ่มควบคุมเวลาปล่อยรังสีเอ็กซ์ที่เครื่องเอกซเรย์นั้นจะเป็นปุ่มที่ตั้งเวลาในหน่วยวินาทีอาจเริ่มจาก 0.01 วินาที ไปจนถึง 5 วินาที ถ้าใช้เวลานานก็จะทำให้ปริมาณรังสีที่ไปกระทบฟิล์มมาก ผลคือฟิล์มมีความดำมาก ถ้าให้เวลาการถ่ายรังสีน้อย(สั้น) ก็ทำให้ฟิล์มได้รับปริมาณรังสีน้อยส่งผลให้ฟิล์มมีความเข้มน้อยตามไปด้วย

บางครั้งเครื่องเอกซเรย์ออกแบบให้ปรับค่า mAs (คือค่าผลคูณระหว่าง mA. กับ sec. หรือ มีปุ่มปรับความดำแบบอัตโนมัติที่เรียกว่า AEC(Automatic Exposure Control) ซึ่งจะช่วยให้ผู้ใช้งานเครื่องสะดวกยิ่งขึ้น โดยปรับตั้งค่าแต่ค่า kVp เพียงค่าเดียวเครื่องจะทำการปรับค่า mAs. ให้อัตโนมัติ ตามความหนาของผู้ป่วยโดยมี electronics sensor (Ionization chamber) ฝังไว้ที่หน้าภาครับฟิล์ม เมื่อปริมาณรังสีเอ็กซ์ตกกระทบเพียงพอแล้วก็จะหยุดให้รังสีเอ็กซ์ซึ่งมักจะปรับเปลี่ยนเวลาโดยอัตโนมัติบางครั้งนิยมเรียกว่า Auto timer [14]

2.4 การสอบเทียบเครื่องเอกซเรย์

2.4.1 ความสำคัญของการสอบเทียบ

เนื่องจากเครื่องเอกซเรย์เป็นเครื่องมือทางการแพทย์ที่นอกจากจะใช้ในงานรังสีวินิจฉัยแล้วยังใช้ในการรักษาด้วย การใช้ประโยชน์จากอุปกรณ์เหล่านี้ต้องมีความระมัดระวังเพื่อควบคุมอันตรายจากรังสีที่อาจเกิดขึ้นได้หากไม่ได้รับการตรวจสอบการทำงานของเครื่อง การสอบเทียบอย่างสม่ำเสมอ เพื่อความถูกต้องแม่นยำของเครื่อง เพื่อความปลอดภัยของผู้ใช้งาน ทั้งผู้ที่ได้รับการรักษาหรือวินิจฉัย และผู้ที่ให้บริการ

และเนื่องจากในประเทศไทยมีการบังคับใช้ตามพระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ ปีพ.ศ.2559 กำหนดให้ผู้ครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีทางการแพทย์ทุกรายจำเป็นต้องมีการตรวจประเมินความปลอดภัยด้านคุณภาพของเครื่องกำเนิดรังสีทางการแพทย์ และในปัจจุบันมีเพียงกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์เพียงหน่วยงานเดียวที่สามารถตรวจประเมินได้ แต่เนื่องจากจำนวนเครื่องกำเนิดรังสีที่ติดตั้งอยู่ในสถานพยาบาลมีมากกว่า 7,000 สถานที่ทั่วประเทศ ทำให้การบริการตรวจประเมินความปลอดภัยของกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ต้องใช้เวลาในการรอนาน จนไม่สามารถตอบสนองความต้องการของสถานพยาบาลได้ครบถ้วน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.2 เทคนิคที่ใช้ในการวัด [15]

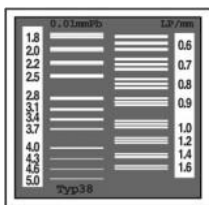
โดยการวัดพารามิเตอร์ต่าง ๆ ของเครื่องเอกซเรย์ทั่วไปของวิศวกรรมชีวการแพทย์ กำหนดให้มีขอบเขตในการวัดค่าต่าง ๆ ดังนี้

- ค่าความเที่ยงตรง (Reproducibility) ของค่า kV
- ค่าความแม่นยำ (Accuracy) ของค่า kV
- ค่าความแม่นยำ(Accuracy) ของค่าเวลา (sec)
- ค่าความเที่ยงตรง (Reproducibility) ของเครื่องตั้งเวลา
- ค่า Radiation output
- การสอบเทียบความเป็นเชิงเส้น (Linearity)

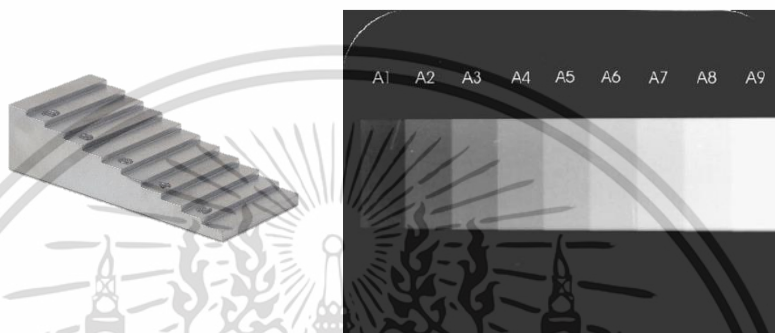
โดยในการวัดค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ จะมีอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดสำเร็จรูป ยกตัวอย่าง เช่น การวัดค่าของ kV เวลา radiation output ตัวอุปกรณ์ที่วัดจะมี detector เมื่อรับรังสีเอกซ์แล้ว จะแสดงค่าของปริมาณรังสี เวลา และความต่างศักย์ ออกมาเป็นตัวเลข นอกจากพารามิเตอร์ที่ทาง วิศวกรรมชีวการแพทย์กำหนดแล้วยังมีการวัดพารามิเตอร์อื่น ๆ อีกเช่น การใช้ Radiography phantom ดังรูปที่ 2.10 ในการวัด Center ray และ field of view ของรังสีที่ปล่อยออกมา การใช้ x-ray test pattern ดังรูปที่ 2.11 ในการวัด resolution ของรังสีที่ออกมาจะวัดออกมาในหน่วย LP/mm และในการวัดความเป็น Linearity จะใช้ Step wedge ในการวัดดังรูปที่ 2.12

รูปที่ 2. 10 ตัวอย่าง Radiography phantom [15]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2. 11 ตัวอย่าง x-ray test pattern [15]



รูปที่ 2. 12 ตัวอย่าง Step wedge และผลที่ได้จากการเอกซเรย์ [15]

2.5 การควบคุมคุณภาพของขั้นตอนการถ่ายภาพเอกซเรย์ [16][18]

2.5.1 Film Processor Monitoring

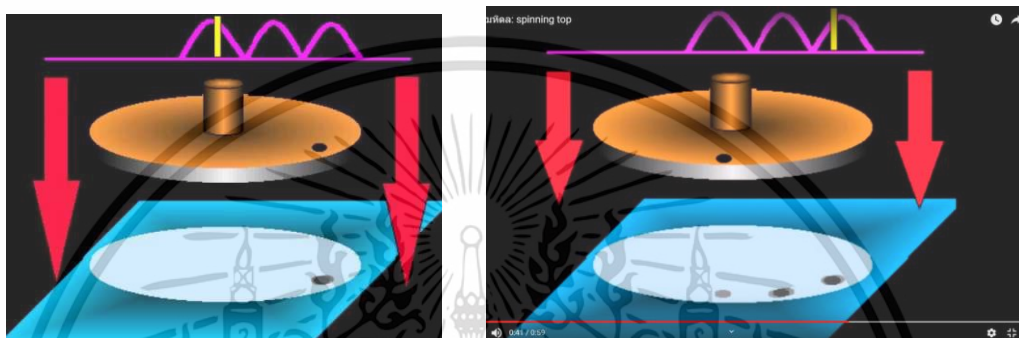
ในอดีตที่มีการใช้ฟิล์มสำหรับการถ่ายภาพเอกซเรย์นั้นจำเป็นต้องมีการควบคุมคุณภาพของฟิล์มเนื่องจากฟิล์มเอกซเรย์นั้นมีความไวต่อสิ่งแวดล้อมต่าง ๆ เช่น แสง อุณหภูมิ ความชื้น รวมถึงระยะเวลา เป็นต้น อุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดคุณภาพของฟิล์มคือ sensitometer ซึ่งวัดคุณภาพของฟิล์มโดยการใช้แสงจากแหล่งกำเนิดแสงอื่นแทนรังสีเอกซ์ โดยอุปกรณ์ตัวนี้จะใช้เป็นแสงสีเขียวหรือสีน้ำเงิน แสงจะทะลุผ่านแผ่นกรองแสงที่ซ้อนกันเป็นชั้นบันได แล้วแสงที่กระทบบนแผ่นฟิล์มก็จะเป็นชั้นบันได เมื่อนำฟิล์มไปล้างจะได้แถบสีดำไล่ไปจนถึงสีขาวและใช้ Densitometer ในการวัดความเข้มของแถบสีแล้วนำค่ามาพล็อตกราฟ Characteristic curve แล้วนำมาเทียบกับค่ากับฟิล์มที่มีการควบคุมมาตรฐานเดียวกันตลอด ทำให้สามารถรู้ว่าฟิล์มที่นำมาทดสอบยังอยู่ในมาตรฐานหรือไม่

2.5.2 เวลาในการปล่อยรังสี (Exposure Time)

Exposure time เป็นปริมาณสำคัญในการวัดค่า โดย exposure time เป็นปัจจัยหลักๆ ในการถ่ายภาพเอกซเรย์ โดยเวลาที่ใช้จะขึ้นอยู่กับปัจจัยอื่น ๆ เช่น kVp และ mA ซึ่งจะมีผลเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ต่อ waveform ของเอกซเรย์ที่ออกมา Exposure times สามารถวัดได้ด้วยอุปกรณ์หลายชนิด ยกตัวอย่างเช่น

- Spinning Top หรือ simplest เป็นอุปกรณ์ที่ใช้วัดโดยการหมุนอุปกรณ์ และนับเวลาจากจุดที่เกิดขึ้นบนฟิล์ม ตัวอย่างดังรูปที่ 2.13 (สามารถใช้ได้เฉพาะเครื่องเอกซเรย์ชนิด single phase generators)



รูปที่ 2. 13 ตัวอย่างอุปกรณ์วัดเวลาของการปล่อยรังสี Spinning Top [17]

การวัดเวลาโดยใช้อุปกรณ์ Spinning Top ตามมาตรฐานของ NCRP ได้กำหนดมาตรฐานในการยอมรับค่าเวลาในการปล่อยรังสีของเครื่องเอกซเรย์ที่ใช้ไฟแบบ 1 เฟส ความถี่ 50 เฮิร์ต ซึ่งค่ามาตรฐานที่สามารถยอมรับได้ตามตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2. 1 แสดงจำนวนจุดที่เกิดขึ้นบนฟิล์มกับเวลาในการปล่อยรังสีตามมาตรฐาน NCRP

เวลาในการปล่อยรังสี (วินาที)	จำนวนจุด (จุด)
0.01	1
0.02	2
0.10	10
0.20	20
1.00	100
2.00	200

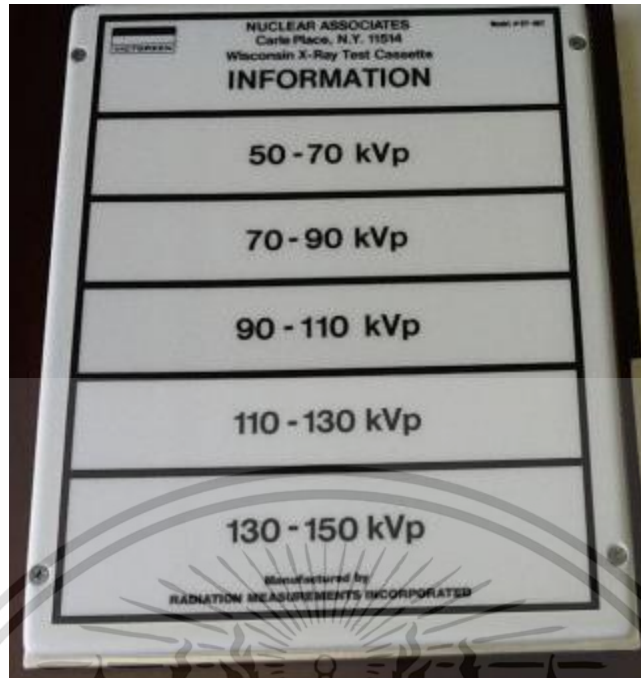
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- motorized synchronous top เป็นอุปกรณ์ที่ใช้ได้ทั้ง single phase และ three phase
- ขึ้นสูงกว่าเป็นการใช้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์บันทึกจำนวนของพัลส์ (สำหรับ single phase generator)

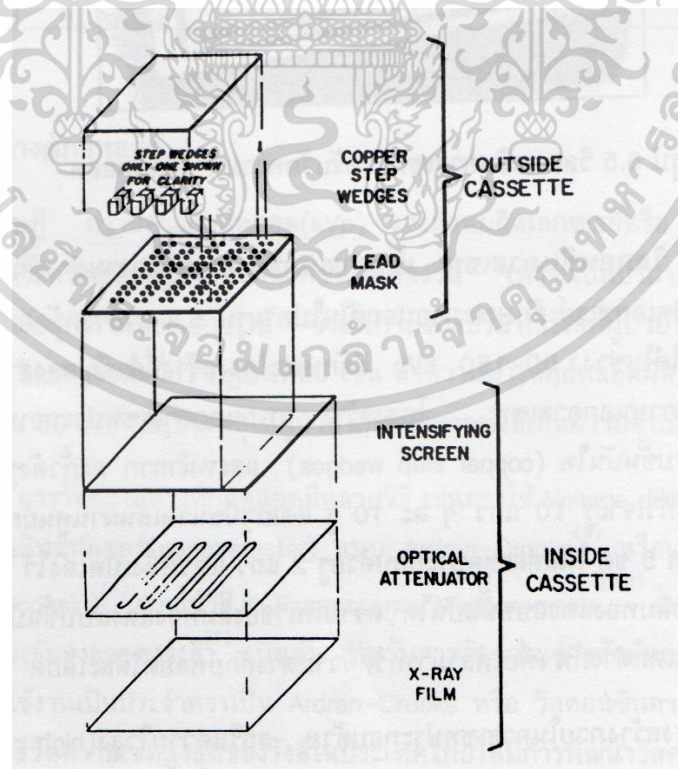
2.5.3 ความต่างศักย์ของหลอดเอกซเรย์ (kVp)

ความต่างศักย์ของหลอดเอกซเรย์จะเป็นปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับคุณภาพของเอกซเรย์ ปริมาณรังสีเอกซ์ที่ผู้ป่วยหรือเจ้าหน้าที่ที่ดูแลได้รับ และความเข้มหรือคอนทราสต์ของภาพเอกซเรย์ โดยการวัดความต่างศักย์ของหลอดเอกซเรย์มีหลายวิธี ยกตัวอย่างเช่น การใช้ Voltage dividers, Penetrameter แบบ Ardran-Crooks หรือแบบ Wisconsin การใช้วิธี K-Fluorescence Measurements และการใช้วิธีวัดความเข้มสูงสุดของรังสี เป็นต้น ส่วนใหญ่ที่ใช้งานจะเป็น Ardran-Crooks หรือ Wisconsin Cassette และการใช้วิธีวัดความเข้มสูงสุดของรังสี

การวัดค่าความต่างศักย์ของหลอดเอกซเรย์โดยใช้ Wisconsin Cassette สามารถวัดได้ในช่วง 50 – 150 kVp ดังรูปที่ 2.14 ตัวอุปกรณ์ประกอบด้วยส่วนหลัก ๆ 2 ส่วน คือ ภายนอกจะเป็นทองแดงที่มีลักษณะเป็นขั้นบันได (copper step wedges) และแผ่นตะกั่ว โดยตะกั่วมีการเจาะรู 10 แถว แถวละ 10 รู และแต่ละรูมีเส้นผ่านศูนย์กลางอยู่ที่ 5 เซนติเมตร ซึ่งแบ่งเป็น 5 ชุด โดยในแต่ละชุดประกอบด้วยรู 2 แถว แถวแรกไม่มีอะไรมาบัง ส่วนอีกแถวปิดด้วยลึมหทองแดงแบบขั้นบันได ซึ่งความหนาของลึมหทองแดงแบบขั้นบันไดในแต่ละชุดจะแตกต่างกัน เพื่อให้สามารถวัดความต่างศักย์ของหลอดเอกซเรย์ได้อย่างละเอียด ภายในจะประกอบด้วย intensifying screen ที่มีความไวสูง 1 แผ่น แผ่นกรองแสง (optical attenuator) และฟิล์มเอกซเรย์ โดยส่วนประกอบของ Wisconsin Cassette แสดงให้เห็นในรูปที่ 2.15



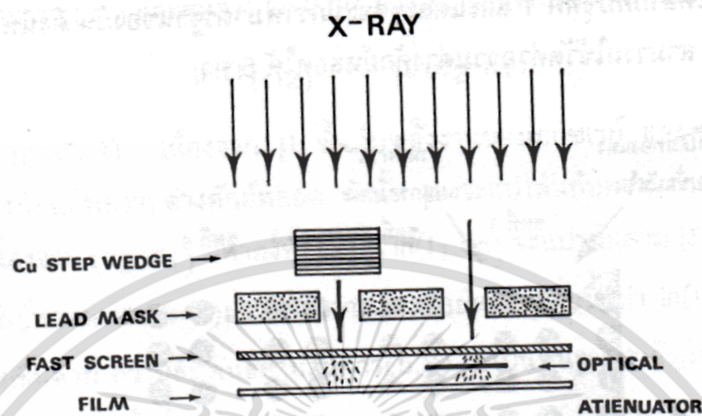
รูปที่ 2. 14 ตัวอย่างอุปกรณ์ในการวัดความต่างศักย์ของหลอดเอกซเรย์ Wiscosin Cassette (ที่มา: <https://www.dotmed.com/listing/x-ray-service-tools/victoreen/model-07-467/the-wiscosin-kvp-test>)



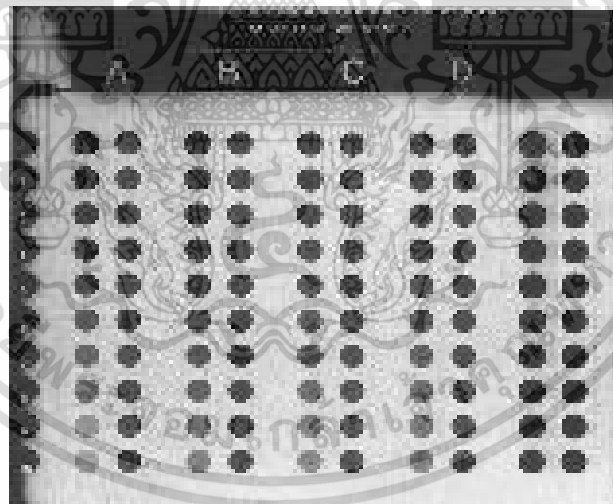
รูปที่ 2. 15 ส่วนประกอบของ Wiscosin Cassette [18]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อปล่อยรังสีเอกซ์บน Wiscosin Cassette จะมีลักษณะดังรูปที่ 2.16 และผลที่ได้จากฟิล์มเมื่อปล่อยรังสีเอกซ์ จะแสดงให้เห็นดังรูปที่ 2.17



รูปที่ 2. 16 แสดงการปล่อยรังสีเอกซ์ลงบน Wiscosin cassette [18]



รูปที่ 2. 17 แสดงผลการปล่อยรังสีลงบน Wiscosin Cassette [18]

ในการวิเคราะห์ผลจาก Wiscosin Cassette โดยจะพิจารณาภาพที่เห็นเป็นรูตะกั่วในแถวที่มีทองแดงที่เป็นชั้นบันไดวางอยู่จะมีความเข้มไล่ระดับกัน กับแถวที่ปล่อยว่างโดยจะมีความเข้มเท่ากัน ทั้งแถวเรียกว่าแถวอ้างอิง การอ่านค่าดูจากความเข้มของรูตะกั่วในแถวที่มีทองแดงนั้นเท่ากับแถวอ้างอิง และนำไปเทียบกับกราฟมาตรฐาน เพื่ออ่านค่าความต่างศักย์ออกมา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวัดค่าความต่างศักย์ของหลอดเอกซเรย์โดยใช้มิเตอร์วัดความต่างศักย์ (kVp meter) ตัวอย่างของอุปกรณ์แสดงดังรูปที่ 2.



รูปที่ 2. 18 ตัวอย่างมิเตอร์วัดความต่างศักย์ (kVp meter)

(ที่มา: <https://jrtassociates.com/model815digitalkvpmeterandexposuretimer.aspx>)

อุปกรณ์นี้สามารถวัดค่าความต่างศักย์ได้ทันที โดยมีการวัดความเข้มสูงสุดของรังสีเอกซ์ ซึ่งผ่านตัวลดทอนรังสีที่มีความหนาต่างกัน มาเปรียบเทียบกับ เมื่อปล่อยรังสีเอกซ์ความเข้ม I_0 ลงบนตัวลดทอนรังสี (แผ่นทองแดง, แผ่นอลูมิเนียม) ที่มีความหนา d_1 และ d_2 แล้วรังสีเอกซ์ทะลุผ่านออกมามีความเข้ม I_1 และ I_2 ตามลำดับ ให้ μ เป็นสัมประสิทธิ์การดูดกลืนรังสีเอกซ์ของทองแดงหรืออลูมิเนียม ความเข้มของ I_1 และ I_2 มีค่าเท่ากับสมการที่ 2.2 และ 2.3 ตามลำดับ และสามารถรวมทั้ง 2 สมการได้เป็นสมการที่ 2.4

$$I_1 = I_0 e^{-\mu d_1} \quad (2.2)$$

$$I_2 = I_0 e^{-\mu d_2} \quad (2.3)$$

$$\ln\left(\frac{I_1}{I_2}\right) = \mu(d_2 - d_1) \quad (2.4)$$

จากสมการที่ (2.4) ค่า μ ขึ้นกับพลังงานของรังสีเอกซ์ และพลังงานของรังสีเอกซ์ขึ้นกับความต่างศักย์ของหลอดเอกซเรย์ ดังนั้น μ จะแปรผันกับความต่างศักย์ของหลอดเอกซเรย์ และค่า d_1-d_2 มีค่าคงที่ เมื่อความต่างศักย์ของหลอดเอกซเรย์มีค่าเพิ่มขึ้นค่า $\ln\left(\frac{I_1}{I_2}\right)$ จะมีค่าเพิ่มขึ้นด้วย ซึ่งความสัมพันธ์ในสมการที่ (2.4) เป็นหลักการพื้นฐานในการสร้างมิเตอร์วัดความต่างศักย์ โดยหัววัดรังสีเอกซ์จะต้องเป็นหัววัดที่เหมือนกัน จะได้สัญญาณฟ้ความเข้มของรังสีเอกซ์ จากนั้นนำไปหาค่า \log คล้ายกับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สมการที่ (2.4) แล้วนำค่า \log ไปหาค่า kVp ที่แท้จริงซึ่งมีการบันทึกไว้ก่อนหน้าใน Microprocessor และค่า kVp จะแสดงออกมาทันที โดยในการวัดรังสีเอกซ์ต้องวางมิเตอร์วัดความต่างศักย์ที่ระยะ SDD (source to detector distance) 70-100 เซนติเมตร โดยตามมาตรฐานถ้ากำหนดให้ V_1 คือความต่างศักย์หลอดที่ตั้ง (setting kVp) V_2 คือ ค่าความต่างศักย์ที่อ่านค่าได้ (actual kVp) และ E_V คือ เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของค่าความต่างศักย์ของหลอดเอกซเรย์ แสดงดังสมการที่ (2.5)

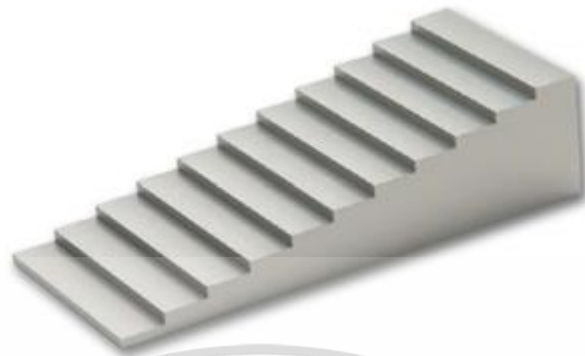
$$E_V = \left[\frac{V_2 - V_1}{V_1} \right] \times 100 \quad (2.5)$$

ซึ่งตามมาตรฐาน NCRP ได้กำหนดค่าความต่างศักย์ที่ยอมรับได้อยู่ที่ $E_V \leq \pm 5\%$ และควรทดสอบอย่างน้อยปีละ 1 ครั้ง หรือเมื่อเปลี่ยนชิ้นส่วนสำคัญในการผลิตรังสีเอกซ์

2.5.4 ความคงตัวของกระแสหลอดเอกซเรย์

ตามทฤษฎี เมื่อเพิ่มกระแสของหลอดเอกซเรย์จากเดิมเป็น 2 เท่า ปริมาณรังสีเอกซ์จะเพิ่มเป็น 2 เท่าเช่นกัน ในกรณีที่ค่า mAs คงที่ ยกตัวอย่างเช่น ต้องการตั้งค่าเครื่องเอกซเรย์ที่ 10 mAs สามารถตั้งค่าได้ 2 แบบ คือ 50 mA, 0.2 s หรือ 100 mA, 0.1 s โดยจะได้ค่าเท่ากับ 10 mAs เท่ากัน โดยหลอดเอกซเรย์ควรมีการปล่อยรังสีออกมาในปริมาณที่คงที่ โดยปกติเครื่องเอกซเรย์ต้องมีคุณสมบัตินี้ โดยการทดสอบค่าความคงตัวของกระแสหลอดเอกซเรย์ทำได้ดังนี้

ความเหมือนกันของ mAs (mAs reciprocity) โดยการทดสอบภาพที่ได้จากการถ่ายภาพลูมิเนียมที่เป็นขั้นบันได (Al step wedge) โดยตัวอย่างของ step wedge แสดงดังรูปที่ 2.19 เมื่อตั้งค่าเครื่องเอกซเรย์ที่ kVp, mAs และ FFD คงที่ตลอด และเปลี่ยนค่ากระแสของหลอดและเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จากฟิล์มเอกซเรย์ควรมีค่าความดำที่เท่ากันทุกชั้นของ step wedge ตัวอย่างของผลการทดสอบแสดงดังรูปที่ 2.20 ซึ่งตรงกับกฎแห่งความเหมือนกัน (reciprocity law) คือ “ความดำที่ปรากฏบนฟิล์มจะแปรผันโดยตรงกับพลังงานทั้งหมดของเอกซเรย์ที่ตกกระทบบนฟิล์มเท่านั้น” โดยกฎนี้จะเป็นจริงเมื่อใช้รังสีเอกซ์ฉายลงไปโดยตรงบนฟิล์มเอกซเรย์และจะไม่เป็นจริงเมื่อใช้รังสีฉายลงบนฟิล์มร่วมกับ Screen-film combination ด้วยเวลาที่น้อยมากหรือนานมาก เช่นน้อยกว่า 0.01 วินาที หรือมากกว่า 5 วินาที



รูปที่ 2. 19 ตัวอย่างของ Step wedge ที่ทำจากอลูมิเนียม
(ที่มา: http://www.bcgroupstore.com/Diagnostic_Imaging-Gammex_117.aspx)

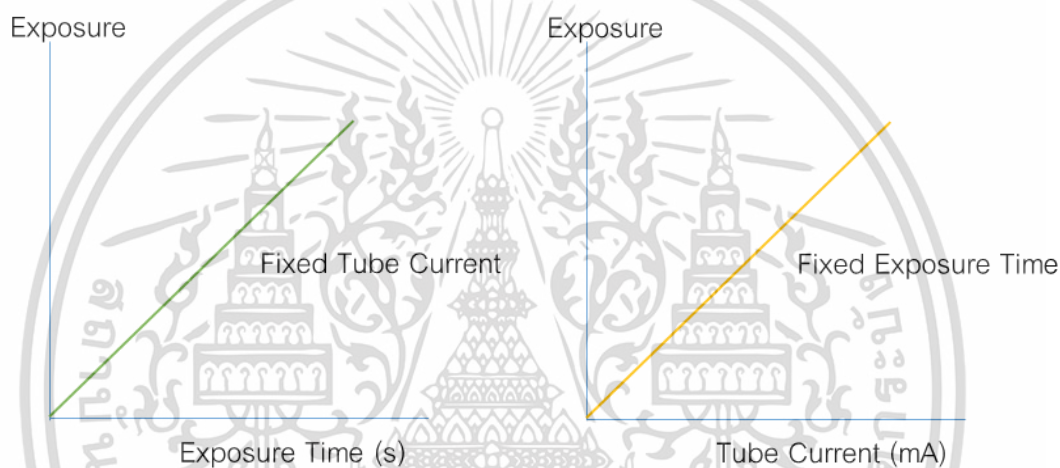


รูปที่ 2. 20 แสดงผลการทดสอบความเหมือนกันของ mAs โดยการเปลี่ยนค่ากระแสและเวลา
(ที่มา: <http://www.wikiradiography.net/page/Simple+Quality+Control+Testing>)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยมาตรฐานที่ใช้กำหนดการยอมรับได้ของความเหมือนกันของ mAs ให้พิจารณาจากความดำของแต่ละชั้น ถือว่าความเหมือนกันของ mAs ยอมรับได้

ภาวะเชิงเส้น (Linearity) เป็นการทดสอบความคงตัวของกระแสหลอดเอกซเรย์ในเชิงปริมาณ เป็นการวัดปริมาณรังสีเอกซ์ที่ออกมาโดยตรง ด้วยเครื่องวัดที่มีความแม่นยำ ตัวอย่างเช่น pen dosimeter หรือ ion chamber ซึ่งเครื่องเอกซเรย์ที่มีมาตรฐานเมื่อมีการเพิ่มกระแสหลอดหรือเวลาในการปล่อยรังสีต้องมีภาวะเชิงเส้นที่ดี คือ เมื่อเพิ่มกระแสหรือเวลาในการฉายรังสี ปริมาณรังสีเอกซ์ที่ออกมาต้องเพิ่มขึ้นอย่างแปรผันตรงกัน ซึ่งภาวะเชิงเส้นของการเพิ่มกระแสหรือเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์กับปริมาณของกระแสควรเป็นดังกราฟรูปที่



รูปที่ 2. 21 กราฟแสดงภาวะเชิงเส้นของการเพิ่มกระแสหรือเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์กับปริมาณของกระแสในกรณีที่ควบคุมพารามิเตอร์อื่นให้คงที่

ในการวัดความคงตัวของกระแสหลอดโดยพิจารณาภาวะเชิงเส้น สามารถทำได้โดยนำแผ่นตะกั่ววางบนเตียงเอกซเรย์ และวาง pen dosimeter บนแผ่นตะกั่ว ปรับ collimator ให้ครอบคลุมทั้งหมด ใช้ระยะ FOD ประมาณ 100 เซนติเมตร ใช้ค่า kVp ที่ใช้ส่วนใหญ่ และเลือกค่ากระแสหลอดและเวลาให้สามารถอ่านค่า pen dosimeter ได้เกือบสุดสเกล เช่น 50 mA และ 1 วินาที เป็นต้น ทำการฉายรังสีเอกซ์ลงบน pen dosimeter แล้วนำไปอ่านค่าปริมาณเอกซเรย์ นำ pen dosimeter ปรับค่าเป็น 0 แล้วนำไปวางไว้บนแผ่นตะกั่วตำแหน่งเดิม ใช้รังสีเอกซ์ปริมาณเท่าเดิมฉายซ้ำลงไป จากนั้นอ่านค่าปริมาณเอกซเรย์ จากนั้นทำซ้ำ 10 ครั้งภายในเวลา 1 ชั่วโมง จากนั้นจึงปรับค่ากระแสและเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ใหม่ และทำการวัด 10 ครั้งตามเดิม โดยมาตรฐานที่ยอมรับได้ของภาวะเชิงเส้น ให้คำนวณค่า α ซึ่งเป็นสัมประสิทธิ์ของภาวะเชิงเส้น (coefficient of linearity) จากสมการที่ 2.6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\alpha = \frac{X_i - X_j}{X_i + X_j} \quad (2.6)$$

โดย X_i คือค่าปริมาณเอกซเรย์เฉลี่ยต่อ mAs รอบที่ 1

X_j คือค่าปริมาณเอกซเรย์เฉลี่ยต่อ mAs รอบที่ 2

โดยมาตรฐานที่สามารถยอมรับได้อยู่ที่ $\alpha < 0.1$ ในการทดสอบควรทำอย่างน้อยปีละ 1 ครั้ง

2.5.5 ความคงตัวของปริมาณรังสี

โดยในการถ่ายภาพเอกซเรย์เมื่อใช้ค่าความต่างศักย์ของหลอด กระแสของหลอด และเวลาในการฉายรังสี และระยะ FFD ที่ให้ภาพเอกซเรย์ที่มีคุณภาพดีที่สุด แล้วเปลี่ยนไปถ่ายภาพเอกซเรย์ โดยใช้เทคนิคที่แตกต่างกัน จากนั้นเมื่อกลับมาถ่ายภาพเอกซเรย์ที่ใช้เทคนิคเดิม ตามหลักการควรจะได้ภาพเอกซเรย์ที่มีคุณภาพดีที่สุดในเดิม หากส่วนของการผลิตรังสีเอกซ์มีคุณสมบัติแบบนี้แสดงว่ามีการผลิตรังสีออกมาปริมาณคงตัว โดยในการถ่ายภาพเอกซเรย์โดยใช้เทคนิค kVp, mA, s และ FFD ค่าหนึ่ง ซึ่งเป็นค่าที่ทำให้ภาพเอกซเรย์มีคุณภาพดีที่สุดใน แต่ใช้หัววัดปริมาณรังสีออกมา สมมติว่าค่าเท่ากับ X_1 จากนั้นเปลี่ยนไปถ่ายภาพโดยปรับค่าต่าง ๆ ไป และกลับมาถ่ายภาพด้วยค่าเดิม สมมติว่าหัววัดปริมาณได้ค่าเท่ากับ X_2 และทำแบบเดิมซ้ำอีกครั้งและได้ค่ารังสีในการถ่ายภาพแบบเดิมสมมติว่ามีค่าเท่ากับ X_3 และให้ Re คือค่าความคงตัวของปริมาณรังสี โดยกำหนดว่าความสัมพันธ์ดังสมการที่ 2.7

$$Re = \frac{X_{max} - X_{min}}{\bar{X}} \quad (2.7)$$

โดย X_{max} คือปริมาณรังสีที่วัดได้สูงสุดใน 3 ครั้ง

X_{min} คือปริมาณรังสีที่วัดได้ต่ำสุดใน 3 ครั้ง

\bar{X} คือค่าปริมาณรังสีเฉลี่ยของทั้ง 3 ครั้ง

ซึ่งค่ามาตรฐานที่สามารถยอมรับได้ในการวัดความคงตัวของปริมาณรังสีอยู่ที่ $Re < 5\%$

2.5.7 การกรองรังสีเอกซ์

โดยเอกซเรย์ที่ออกมาจากหลอดเอกซเรย์ หากมีการวัดคุณภาพของมัน และทราบคุณภาพจะสามารถนำไปใช้งานได้อย่างมีประสิทธิภาพและปลอดภัยต่อผู้ใช้งาน การพิจารณาคุณภาพของรังสีเอกซ์สามารถดูได้จาก สเปกตรัม (spectrum) ของเอกซเรย์ ในการพิจารณาจะมีความซับซ้อนมาก โดยการพิจารณาคุณภาพของรังสีเอกซ์ที่มีความเหมาะสมและสะดวกคือ ความหนาครึ่งค่า หรือ HVL (Half Value Layer) ซึ่งเป็นปริมาณที่บอกความสามารถของเอกซเรย์ในการทะลุทะลวงผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวกลาง โดยนิยาม HVL ว่าเป็นความหนาของตัวกลางที่สามารถกั้นรังสีเอกซ์ครึ่งหนึ่ง ทำให้มีรังสีเอกซ์ที่ผ่านตัวกลางไปได้มีความเข้มข้นลดลงครึ่งหนึ่งจากเดิม

หากใช้เอกซเรย์พลังงานเดี่ยว (Monochromatic x-ray) ความเข้ม I_0 ฉายทะลุผ่านสารเนื้อเดียวกันตลอด (Homogeneous absorber) ซึ่งมีความหนา x พบว่ามีความเข้มผ่านออกมาได้ I ดังรูปที่ 2. 22 ดังสมการที่ 2.8

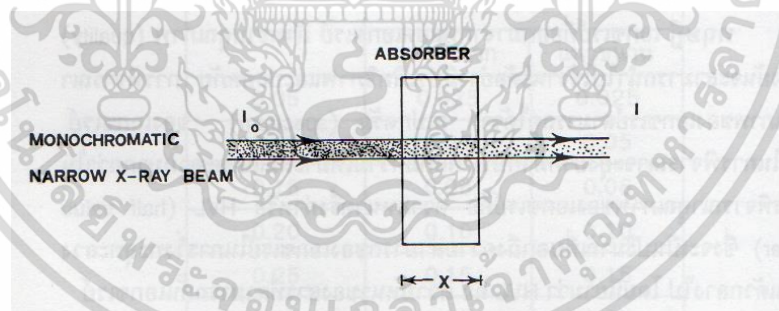
$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.8)$$

เมื่อ μ คือสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงเส้น (Linear Absorption Coefficient) ซึ่งเป็นค่าคงที่ที่ขึ้นกับชนิดของตัวกลางและพลังงานของรังสีเอกซ์

โดยสามารถแปลงสมการที่ 2.8 เพื่อพิสูจน์ได้ว่า

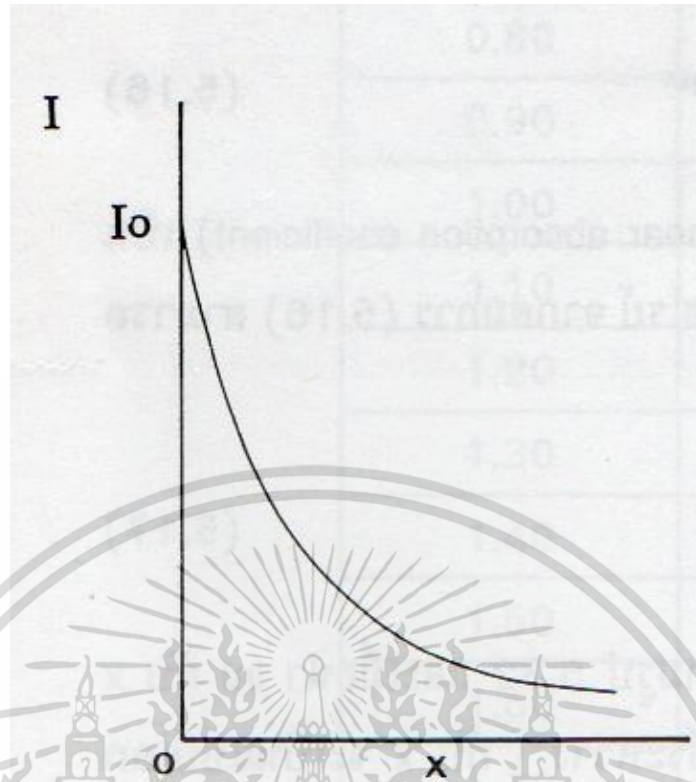
$$HVL = \frac{\ln 2}{\mu} \quad (2.9)$$

เมื่อนำค่า I กับ x ไปเขียนกราฟจะได้กราฟความสัมพันธ์ดังรูปที่ 2.23 ซึ่งความสัมพันธ์ระหว่าง $\ln I$ กับ x ไปเขียนกราฟจะได้ตามรูปที่ 2.24 ความสัมพันธ์ระหว่าง I กับ x จะเป็นแบบเอกโพเนนเชียล ส่วนความสัมพันธ์ระหว่าง $\ln I$ กับ x จะเป็นแบบเส้นตรงโดยมีความชันของเส้นคงที่เท่ากับ $-\mu$

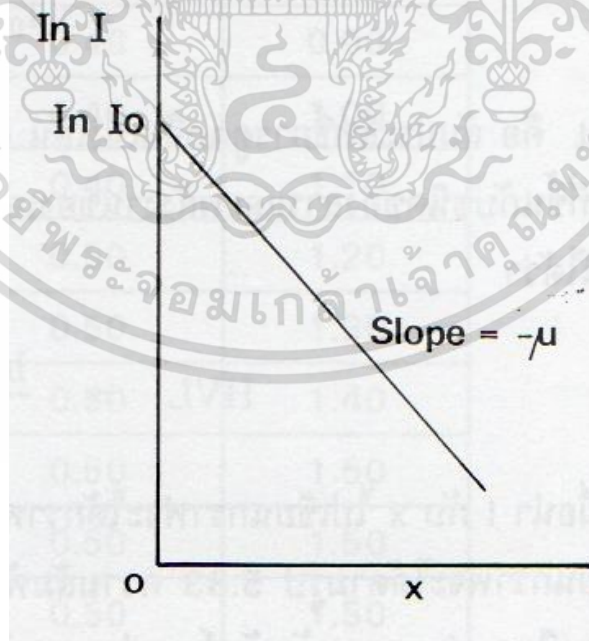


รูปที่ 2. 22 แสดงการเดินทางของเอกซเรย์ ผ่านตัวดูดกลืนเพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่าง I กับ I_0 และ x [18]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2. 23 กราฟแสดงความสัมพันธ์ ระหว่าง I กับ x

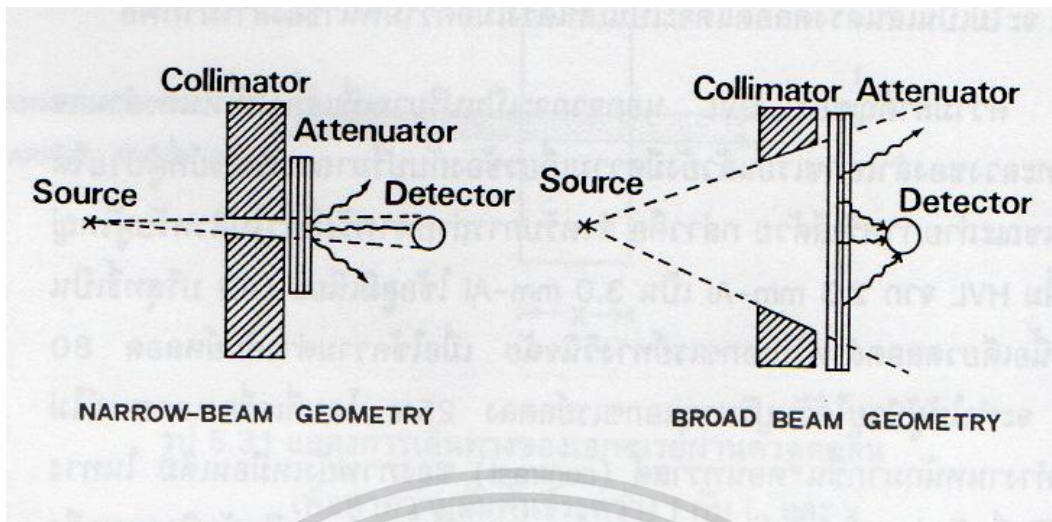


รูปที่ 2. 24 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง $\ln I$ กับ x

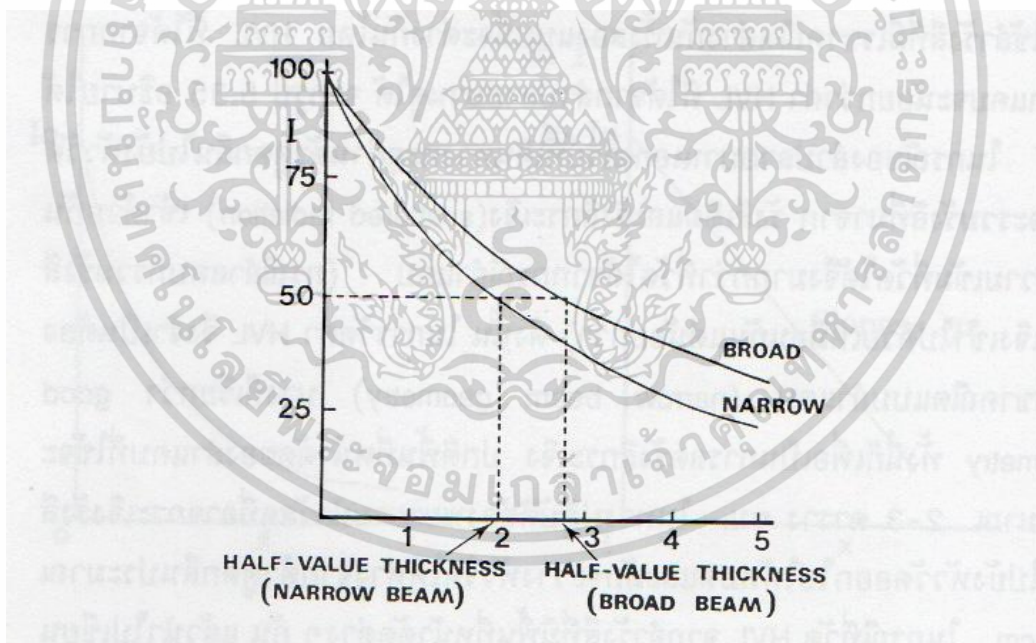
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในทางปฏิบัติเอกซเรย์ไม่ใช่เอกซเรย์พลังงานเดี่ยว แต่เป็นเอกซเรย์พลังงานเดี่ยวแต่เป็นเอกซเรย์พลังงานหลายค่า (polyenergetic x-ray) ดังนั้นโดยอนุโลมตามสมการที่ 2.8 ความสัมพันธ์ระหว่าง I กับ x จะไม่เป็นเอกซ์โพเนนเชียล และความสัมพันธ์ระหว่าง $\ln I$ กับ x จะไม่เป็นเส้นตรงตลอดแต่จะเป็นเส้นตรงเมื่อความหนาของสารมากพอ

ความสำคัญของ HVL นอกจากจะเป็นปริมาณที่แสดงให้เห็นถึงอำนาจทะลุทะลวงของรังสีเอกซเรย์แล้วยังมีความเกี่ยวข้องกับปริมาณเอกซเรย์ที่ผู้ป่วยได้รับขณะถ่ายภาพรังสีด้วย กล่าวคือสำหรับการถ่ายภาพรังสีทั่วไปสำหรับผู้ใหญ่ถ้าเพิ่ม HVL จาก 2.3 mm-Al เป็น 3.0 mm-Al ใช้อลูมิเนียม (Al) บริสุทธิ์เป็นสารเนื้อเดียวตลอดสำหรับเอกซเรย์ทางวินิจฉัยเมื่อใช้ความต่างศักย์หลอด 80 kVp จะทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณเอกซเรย์ลดลง 25 เปอร์เซ็นต์โดยที่เครื่องเอกซเรย์ไม่ต้องทำงานหนักมากขึ้น คอนทราสต์ (contrast) ของคาบยังเหมือนเดิม ในทางปฏิบัติเพื่อวัดค่า HVL นั้นขนาดของลำเอกซเรย์ได้ถูกนำมาเป็นข้อพิจารณาถึงความถูกต้องของค่า HVL ด้วยดังรูปที่ 2.25 วิธีการหาค่า HVL จากลำเอกซเรย์ชนิดลำแข็งและชนิดลำปลายบานออกไป ปรากฏว่า ค่า HVL ที่ได้จากการใช้รังสีที่มีเรขาคณิตต่างกันทั้ง 2 แบบนี้จะต่างกันโดย HVL ที่ได้จากการใช้ลำแคบจะน้อยกว่าค่า HVL ที่ได้จากลำปางดูได้จากรูป 2.26 อธิบายได้ว่าในกรณีของลำปาง***ขเรย์ที่เดินทางทะลุผ่านตัวดูดกลืนไปยังหัววัดรังสีจะรวมรังสีที่มาจากรังสีเดิมและรังสีกระเจิง (Scattered radiation) เข้าด้วยกันค่าความเค็มที่วัดได้จึงมากกว่าที่วัดได้จากกรณีลำแคบ (กรณีลำแคบก็รวมรังสีเข้าไปด้วยเหมือนกันแต่น้อยกว่า) ดังนั้นในการวัดค่า HVL จึงจำเป็นต้องใช้เรขาคณิตแบบมันแคบ (narrow beam geometry) บางที่เรียกว่า good geometry ทั้งนี้ก็เพื่อเป็นการลดรังสีกระเจิงปกติ พื้นที่หน้าตัดของลำแคบที่ใช้จะประมาณ 2-3 ตารางเซนติเมตรในทางปฏิบัติต้องพยายามนำวัสดุที่อาจกระเจิงรังสีเข้าไปยังหัววัดออกให้หมดและมักจะวางหัววัดให้ห่างจากตัวดูดกลืนประมาณ 50 เซนติเมตรในกรณีที่วัด HVL จะลำรังสีที่มีพื้นที่หน้าตัดต่างๆกันแล้วนำไปเขียนกราฟระหว่างพื้นที่หน้าตัดกับ HVL จากนั้นทำการต่อเส้นกราฟ (Extrapolation) ไปยังพื้นที่หน้าตัดของลำสี่ที่เป็นศูนย์จะได้ค่า HVL ถ้าหนึ่งซึ่งไม่ขึ้นกับ kVp เราเรียก HVL นี้ว่า unique HVL ดังรูปที่ 2.27

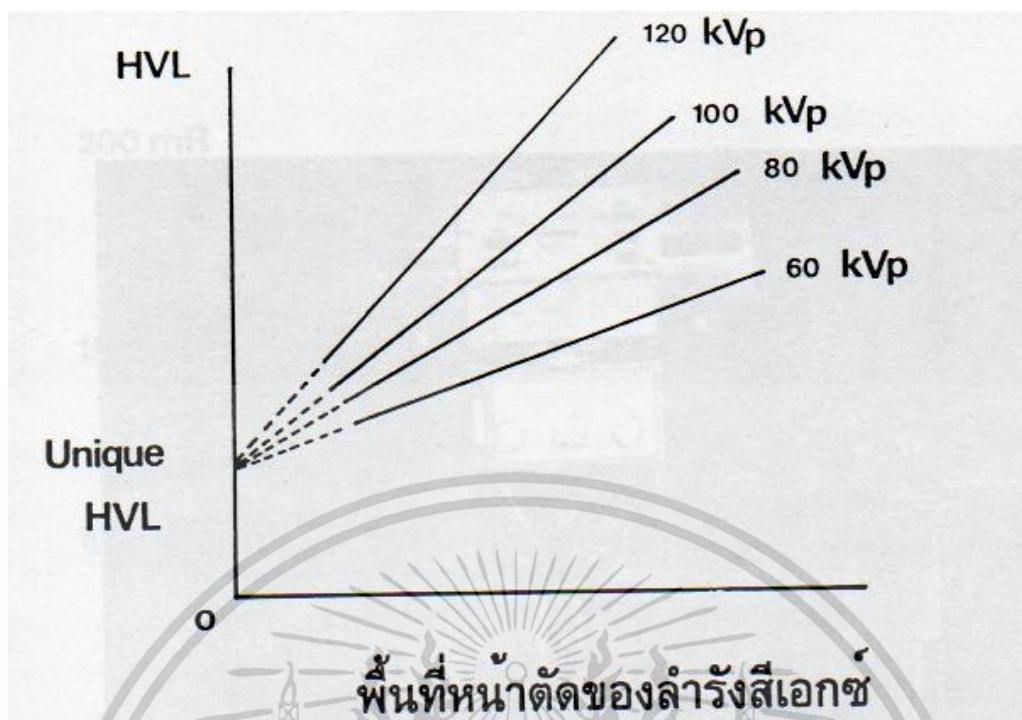


รูปที่ 2. 25 แสดงเรขาคณิตของการจัดอุปกรณ์ในการหาค่า HVL ของเอกซเรย์ชนิดลำแคบ (narrow – beam) และชนิดปลายบาน (Broad – beam) [18]



รูปที่ 2. 26 แสดงกราฟการลดลงของเอกซเรย์ กรณีที่ใช้เรขาคณิตของลำเอกซเรย์เป็นลำแคบ และลำปลายบาน [18]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



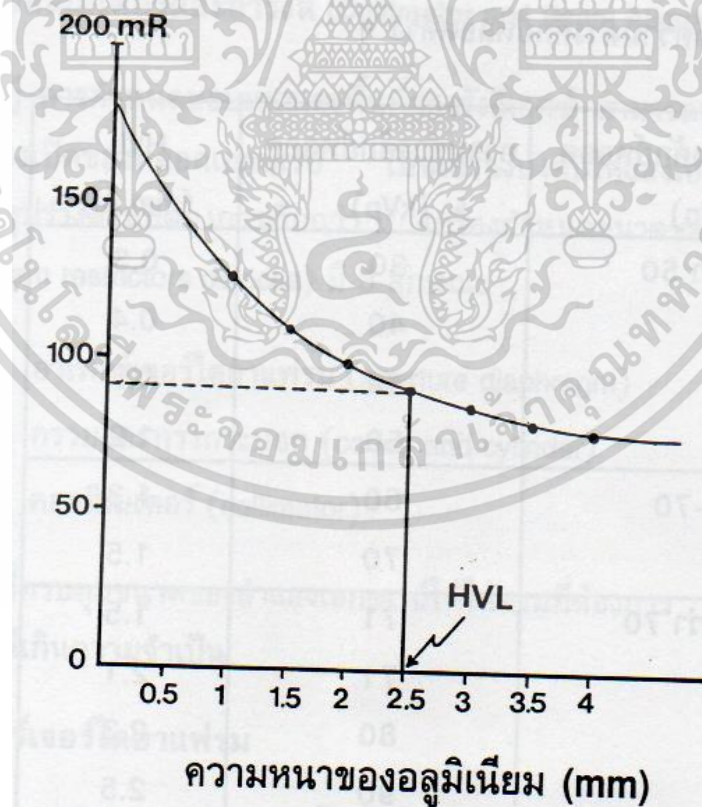
รูปที่ 2.27 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง HVL กับพื้นที่หน้าตัดของลำเอกซเรย์ที่ kVp ต่าง ๆ [18]

ในการพิจารณาการกรองเอกซเรย์โดยพิจารณาจาก HVL ของเรเอกซเรย์ในทางปฏิบัติสามารถทำได้โดยวาง pen dosimetry บนแผ่นตะกั่วซึ่งวางบนเตียงเอกซเรย์ใช้ความต่างจากหลอด 80 kVp และค่า mAs กับระยะ SDD ที่ทำให้ pen dosimeter อ่านค่าเกือบสุดสเกล เริ่มเอกซเรย์จัดให้มีขนาดเล็กที่สุดแต่ให้ครอบคลุม pen dosimeter แล้วฉายเอกซเรย์จะสามารถอ่านค่าปริมาณเอกซเรย์จาก pen dosimeter ได้ในหน่วย mR ซึ่งค่านี้จะมีความสัมพันธ์กับ 10 ต่อไปติดแผ่นอลูมิเนียมบริสุทธิ์ความหนาต่าง ๆ โดยเริ่มจากความหนา 1 มิลลิเมตรแล้วฉายเอกซเรย์โดยใช้เทคนิคเดิมค่าที่อ่านได้จาก pen dosimeter จะเป็นปริมาณเอกซเรย์ที่สอดคล้องกับความเข้มของเอกซเรย์ที่ทะลุผ่านความหนาของแผ่นอลูมิเนียมต่าง ๆ เมื่อนำค่าปริมาณเอกซเรย์ที่อ่านค่าได้ไปเขียนกราฟความหนาของอลูมิเนียมขนาดต่าง ๆ จะได้กราฟดังรูปที่ 2.28 ซึ่งจะทำให้สามารถหา HVL ของเรเอกซเรย์ได้ประมาณ 2.5 มิลลิเมตรการวัดปริมาณเอกซเรย์ที่ทะลุผ่านความหนาของแผ่นอลูมิเนียมต่าง ๆ ออกมาควรวัด 2 ครั้งเป็นอย่างน้อยแล้วนำไปหาค่าเฉลี่ย ตัวอย่างเช่นตารางที่ 2. ค่าปริมาณเอกซเรย์ที่แสดงเป็นค่าเฉลี่ย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2. 2 แสดงปริมาณเอกซเรย์ที่อ่านได้เมื่อใช้อลูมิเนียมเป็นตัวดูดกลืนที่มีความหนาต่าง ๆ

ความหนาของอลูมิเนียม (mm)	ปริมาณเอกซเรย์ (mR)
0	180
1.0	126
1.5	110
2.0	100
2.5	90
3.0	88
3.5	80
4.0	80



รูปที่ 2. 28 กราฟการลดลงของปริมาณเอกซเรย์ที่มีความหนาของอลูมิเนียมต่างกันเพื่อหา HVL [18]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยมาตรฐานของค่า HVL ที่กำหนดขึ้นเพื่อความปลอดภัยของผู้ป่วยและผู้ที่ทำงานเกี่ยวข้องกับ FDA (Food and Drug Administration) แห่งประเทศสหรัฐอเมริกาได้กำหนดค่า HVL ต่ำสุดที่ควรจะเป็นในช่วงความต่างศักย์ต่าง ๆ ไว้ดังตารางที่ 2.

การวัดค่า HVL มีความจำเป็นควรกระทำเป็นประจำอย่างน้อยปีละครั้งหรือทันทีเมื่อเปลี่ยนหลอดเอกซเรย์หรือมีการซ่อมแซมในส่วนที่เกี่ยวข้องกับหลอดเอกซเรย์หรือคอลลิเมเตอร์

ตารางที่ 2. 3 ค่า HVL ต่ำสุดที่ความต่างศักย์ต่าง ๆ ของหลอดเอกซเรย์

ช่วงความต่างศักย์ของหลอด (kVp)	ความต่างศักย์ของหลอด (kVp)	HVL (mm Al)
ต่ำกว่า 50	30	0.3
	40	0.4
	49	0.5
	50	1.2
50-70	60	1.3
	70	1.5
มากกว่า 70	71	1.5
	71	2.1
	80	2.3
	90	2.5
	100	2.7
	110	3.0
	120	3.2
	130	3.5
	140	3.5
150	4.1	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6 คุณสมบัติของ Intensifying screen [19][20][21]

Intensifying screen เป็นแผ่นที่จะเรืองแสงเมื่อได้รับรังสีเอกซ์ ปกติจะอยู่ไขว้ไขว้ใน x-ray cassette ซึ่งเป็นตัวช่วยในการใช้ปริมาณรังสีที่ลดลง เนื่องจากเมื่อรังสีตกกระทบบน Intensifying screen ตัว Intensifying screen จะเรืองแสงลงสู่ฟิล์มเอกซเรย์ ทำให้ไม่ต้องใช้ปริมาณเอกซเรย์มาก และลดความเบลอของภาพ เนื่องจากใช้เวลาในการถ่ายภาพเอกซเรย์ในแต่ละครั้งลดลง โดยแผ่น Intensifying screen เป็นแผ่นที่มีโครงสร้างหลายชั้น ดังรูปที่ 2.14 โดยจะมีชั้น screen base มีความหนาประมาณ 1 มิลลิเมตร เป็นวัสดุทึบแสง ทำหน้าที่ในการป้องกันแสงอื่น ๆ จากภายนอกและให้ผ่านแคโรซีนชั้นถัดมาเป็นชั้นของ phosphor มีความหนาประมาณ 0.15 – 0.3 มิลลิเมตร ชั้นนี้เป็นชั้นที่ทำการดูดซับ photon ของรังสีเอกซ์ และเรืองแสงออกมา โดยสีที่เรืองออกมาขึ้นอยู่กับแร่ที่ใช้ในการทำ ยกตัวอย่างเช่น calcium tungstate (CaWO_4) จะให้แสงสีฟ้าออกมา lanthanum oxybromide (LaOBr) จะให้แสงสีฟ้าออกมา gadolinium oxysulfide ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$) จะให้แสงสีเขียวออกมา โดยแต่ละชนิดก็จะเหมาะสมกับชนิดของฟิล์มเอกซเรย์แค่ชนิดเดียวเท่านั้น



รูปที่ 2. 29 ภาพตัดขวางของ intensifying screen แสดงโครงสร้างหลักของ intensifying screen [21]

2.7 คุณสมบัติของ Photo diode [22]

Photo diode เป็นอุปกรณ์เชิงแสงชนิดหนึ่ง ที่ประกอบด้วยสารกึ่งตัวนำชนิด P และสารกึ่งตัวนำชนิด N รอยต่อจะถูกห่อหุ้มด้วยวัสดุที่แสงผ่านได้ เช่น กระจกใส Photo diode จะมีอยู่ 2 แบบ คือแบบที่ตอบสนองต่อแสงที่เรามองเห็น และแบบที่ตอบสนองต่อแสงในย่านอินฟราเรด (IR Photo Diode) ในการรับใช้งานจะต้องต่อ Photo diode ในลักษณะไบอัสกลับ

Photo diode จะยอมให้กระแสไหลผ่านได้มากหรือน้อยนั้นขึ้นอยู่กับปริมาณความเข้มของแสง เมื่อ Photo diode ได้รับไบอัสกลับ (Reverse Bias) ด้วยแรงดันค่าหนึ่งและมีแสงมาตกกระทบ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่บริเวณรอยต่อ ถ้าแสงที่มาจากกระทบบมีความยาวคลื่นหรือ λ ที่เหมาะสมจะมีกระแสไหลในวงจร โดยกระแสที่ไหลในวงจร จะแปรผกผันกับความเข้มของแสงที่มาจากกระทบบ ลักษณะทั่วไปของไบอัสตรง (Forward Bias) จะยังคงเหมือนกับไดโอดธรรมดาคือยอมให้กระแสไหลผ่านได้

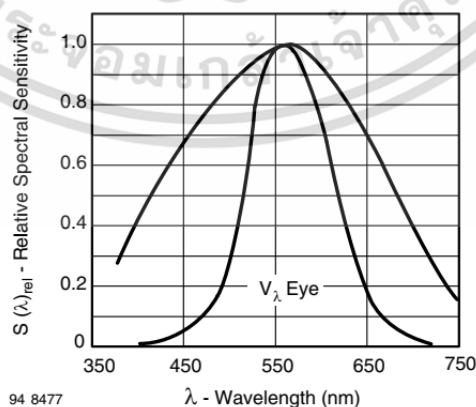
Photo diodeเมื่อเทียบกับ LDR (ตัวต้านทานที่แปรค่าตามแสง) แล้ว Photo diode มีการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานเร็วกว่าLDR มาก จึงนิยมนำไปประยุกต์งานในวงจรที่ต้องการความเร็วสูง เช่น เครื่องนับสิ่งของ, ตัวรับรีโมทคอนโทรล, วงจรกันขโมยอินฟราเรด เป็นต้น

โดย Photo diode ที่ใช้ในงานวิจัยนี้คือ BPW21R ตัวอย่างของ Photo diode แสดงดังรูปที่ 2.30 ซึ่งมีความไวต่อช่วงความยาวคลื่นที่อยู่ในช่วงความยาวคลื่น 420 – 675 นาโนเมตร แสดงให้เห็นในกราฟรูปที่ 2.31 ขนาดของ Photo diode แสดงให้เห็นดังรูปที่ 2.32



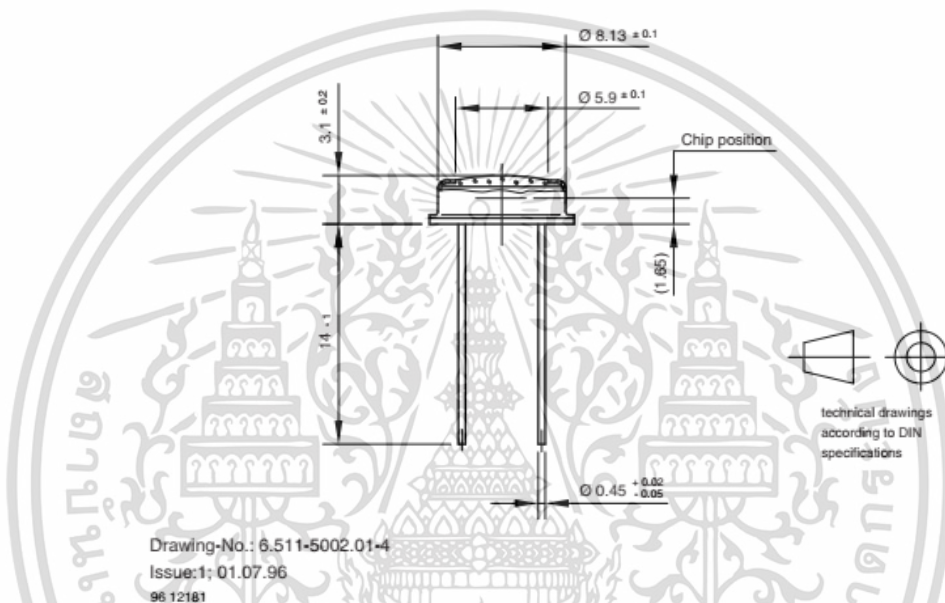
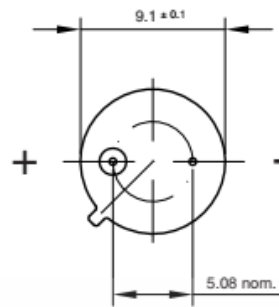
รูปที่ 2. 30 Photo diode BPW21R

(ที่มา: https://www.amazon.com/gp/product/B074XR9B5Y/_s00?ie=UTF8&psc=1)



รูปที่ 2. 31 แสดงกราฟระหว่างความเร็วในการตอบสนองกับค่าความยาวคลื่น [23]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PACKAGE DIMENSIONS in millimeters

รูปที่ 2. 32 แสดงขนาดของ Photodiode ที่ใช้

2.8 Arduino Mega [22]

Arduino Mega 2560 คือบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ที่พัฒนาจาก ATmega2560 มี 54 digital input/output โดยมี 14 ขา สามารถใช้เป็น output แบบ PWM ได้ มี analog inputs 16 ขา มี UARTs(hardware serial ports) 4 ขา ทำงานที่ความถี่ 16 MHz สามารถเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ด้วยสายเคเบิล USB หรือใช้ adaptor AC-to-DC เพื่อเริ่มต้นใช้งาน และมีปุ่ม reset สามารถต่อเข้ากับ shields ที่ออกแบบเพื่อใช้งานกับ Arduino Duemilanove หรือ Diecimila.

Pin ทั่วไป

- VIN เป็น input voltage ของบอร์ด Arduino โดยใช้แหล่งจ่ายจากภายนอก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 5V เป็น output pin ที่ควบคุม 5 V จากบอร์ด
- 3V3 เป็น 3.3 volt supply ที่สร้างขึ้นจาก regulator บนบอร์ด และให้กระแสได้สูงสุด 50 mA
- GND เป็น ground pin
- IOREF เป็น pin ที่ให้ voltage reference กับไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อเลือกค่าแรงดันให้กับ shield ที่มาเชื่อมต่อกับบอร์ด

หน่วยความจำ ATmega2560 มีหน่วยความจำ 256 KB (8 KB ใช้สำหรับ bootloader) และ 8 KB สำหรับ SRAM และ 4 KB สำหรับ EEPROM

Input and Output ในแต่ละ digital pins ทั้ง 54 pins บนบอร์ด Arduino Uno เป็นได้ทั้ง input และ output โดยจะทำงานที่แรงดัน 5 V และให้กระแสสูงสุด 40 mA

ฟังก์ชันอื่น ๆ

- External Interrupts: 2 (interrupt 0) , 3 (interrupt 1), 18 (interrupt 5), 19 (interrupt 4), 20 (interrupt 3), 21 (interrupt 2). pins เหล่านี้สามารถที่จะกำหนดค่าที่เรียก interrupt ในค่าต่างๆ, ขอบขาขึ้นและลง หรือเปลี่ยนแปลงค่า
- PWM: 2 ถึง 13 และ 44 ถึง 46 ให้ output PWM output 8-bits
- SPI: 50 (MISO), 51 (MOSI), 52 (SCK), 53 (SS) ใช้สำหรับรองรับการสื่อสารแบบ SPI โดยที่ไม่เกี่ยวข้องกับ ICSP header ซึ่งจะมีลักษณะคล้ายกับ Uno, Duemilanove และ Diecimila
- LED 13 : เป็น build-in LED ที่เชื่อมต่อกับ digital pin 13 เมื่อ pin มีค่าเป็น HIGH LED จะติด , แต่เมื่อ pin เป็น LOW LED จะดับ
- TWI : 20 (SDA) and 21 (SCL). รองรับการทำงานเชื่อมต่อแบบ TWI(I2C)
- บอร์ด Mega2560 มี 16 analog inputs แต่ละ pins ให้ความละเอียด 10 bits
- AREF. แรงดันอ้างอิง สำหรับ analog input
- Reset ใช้ในการ reset ไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยทั่วไปจะใช้โดยการเพิ่มปุ่ม reset ไว้บน shield เพื่อป้องกันปุ่มที่อยู่บนบอร์ด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การออกแบบอุปกรณ์วัดรังสีเอกซ์

การออกแบบและสร้างอุปกรณ์ในการวัดรังสี กล่าวถึงการออกแบบอุปกรณ์เริ่มตั้งแต่การออกแบบวัสดุที่ใช้ในการลดค่าพลังงานของรังสีเอกซ์ ตัวรับรังสี รวมถึงการประกอบส่วนต่าง ๆ รวมกันจนได้อุปกรณ์สำหรับรับรังสีเอกซ์ขึ้นมา

3.1 อุปกรณ์

3.1.1 Intensifying Screen

3.1.2 Silicon Photodiode BPW21R

3.1.3 Arduino Mega

3.1.4 อลูมิเนียม

3.1.5 ปุ่มกด

3.1.6 จอ LCD

3.1.7 Micro SD Card Adapter

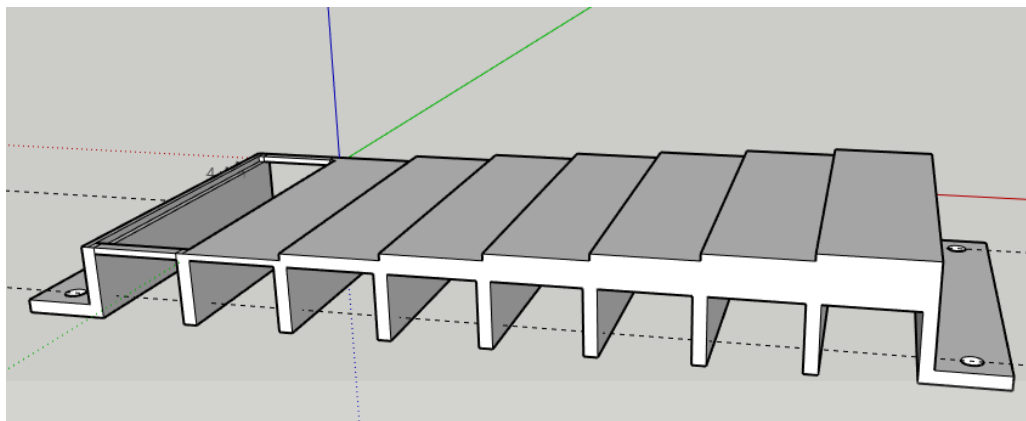
3.1.7 แผ่นตะกั่ว

3.1.8 กล่องทึบแสง

3.2 ออกแบบ อลูมิเนียม

การออกแบบอลูมิเนียมนำมาใช้สำหรับการลดค่าพลังงานของรังสีเอกซ์ก่อนถึง Intensifying screen และ Photodiode โดยมีการออกแบบให้มีความหนาไล่ระดับกันสำหรับเปรียบเทียบค่ารังสีที่ได้รับใน 1 ครั้ง มีช่องกันสำหรับ Intensifying screen และ Photodiode ในแต่ละตัว เพื่อให้รังสีแต่ละค่าที่ผ่าน อลูมิเนียม ออกมากระทบกับ Intensifying screen ในช่องนั้น ๆ โดยตรง มีฐานสำหรับยึดกับแผ่นวงจรของ Photodiode การออกแบบ อลูมิเนียม แสดงให้เห็นในรูปที่ 3.1 โดยอลูมิเนียมที่ใช้เป็น อลูมิเนียม เบอร์ 8XXX ซึ่งเป็นอลูมิเนียมที่มีการผสมกับธาตุอื่น ๆ เป็นชนิดที่หาได้ง่ายในท้องตลาด และสามารถนำมากัด หรือเจาะชิ้นงานได้ง่าย โดยทั่วไปแล้วอลูมิเนียมที่ใช้กับรังสีเอกซ์จะเป็นอลูมิเนียมเบอร์ 1XXX ซึ่งเป็นอลูมิเนียม 99 % ซึ่งมีการหาค่า HVL ที่แน่นอนเอาไว้แล้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



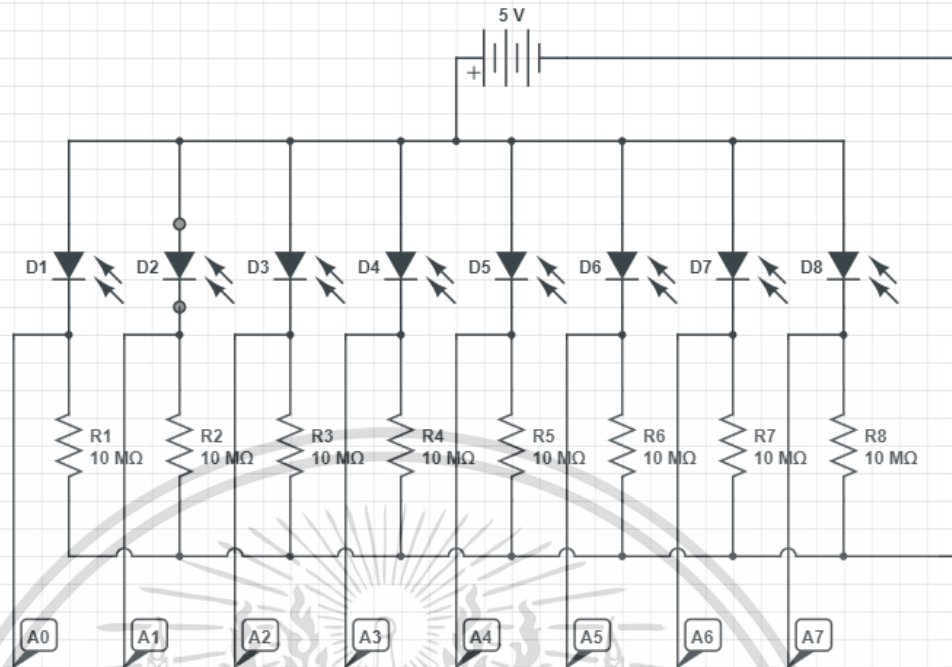
รูปที่ 3. 1 อลูมิเนียม สำหรับการลดค่าพลังงานของรังสีเอกซ์ ก่อนถึงแผ่น intensifying screen

3.3 การประกอบอุปกรณ์วัดรังสี

ในการประกอบอุปกรณ์วัดรังสี จะเริ่มจากการต่อวงจรของ photodiode โดยนำขาลบของ photodiode ต่อกับขั้วบวกของแบตเตอรี่ 5 โวลต์ จากนั้นต่อขา output ของ photo diode แต่ละตัวกับตัวต้านทาน แล้วต่อไปยังขั้วลบของแบตเตอรี่ จากนั้นต่อสายระหว่างขา output ของ photodiode กับตัวต้านทานไปยัง analog read ของไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Mega สำหรับรับข้อมูลไปประมวลผล มีการต่อ Micro SD Card Adapter สำหรับการเก็บข้อมูลสำหรับการประมวลผลได้ทันที มีการต่อปุ่มสำหรับกดเริ่มการทำงาน เริ่มการประมวลผล และหยุดการทำงาน และมีจอ LCD สำหรับแสดงการทำงานของเครื่องและผลลัพธ์ที่ได้ โดยจะแยกรายละเอียดต่าง ๆ ตามหัวข้อย่อยของ 3.3 ดังนี้

3.3.1 วงจร Photo Diode

การต่อวงจรใช้ Photodiode ทั้งหมดจำนวน 8 ตัวโดยการตัด Photodiode ที่มี Sensitivity ที่ใกล้เคียงกันจากการทดสอบโดยใช้แสงที่มีความเข้มเท่ากันและดูสัญญาณที่ได้จากสำหรับรับรังสีเอกซ์ที่แตกต่างกันจากการผ่านอลูมิเนียมที่มีความหนาต่างกันได้จากการออกแบบในข้อที่ 3.2 โดยต่อขั้วลบของ photodiode กับขั้วบวกของแหล่งจ่ายไฟที่จ่ายแรงดัน 5 โวลต์ และแต่ละขาลบของ Photodiode ต่อกับตัวต้านทาน $10\text{ M}\Omega$ จากนั้นต่อไปยังขาลบของแบตเตอรี่ และต่อสายระหว่างขาลบของ photodiode กับ ตัวต้านทานต่อไปยังขา Analog Read ของ Arduino Mega ตั้งแต่ช่อง A0 – A7 ดังรูปที่ 3.2 เพื่อนำค่าแรงดันที่แตกต่างกันของ Photodiode แต่ละตัวมาเก็บข้อมูลใน SD card สำหรับการเก็บข้อมูล และการนำข้อมูลมาประมวลผล

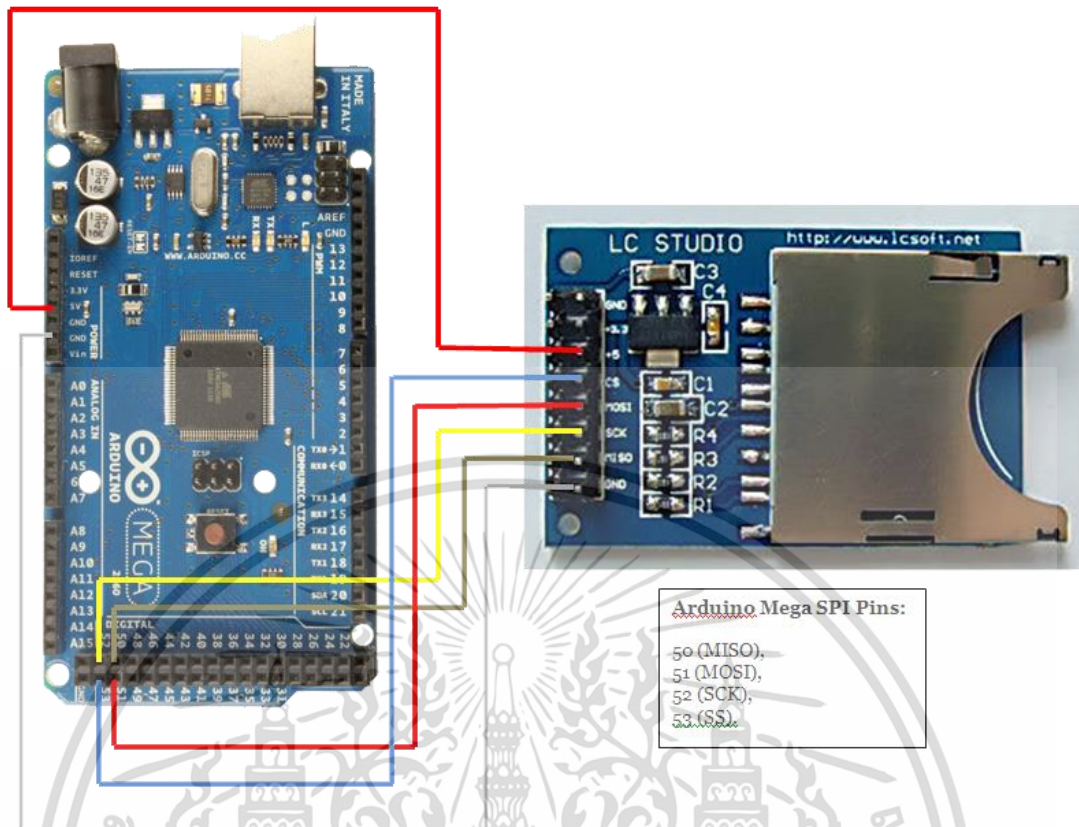


รูปที่ 3. 2 ภาพแสดงการต่อวงจรของ Photodiode กับ ขาของ Arduino Mega

3.1.2 การต่อ Micro SD Card Adapter

ตัว Micro SD card เป็นอุปกรณ์ที่ต่อเชื่อมกับ Arduino Mega ไว้สำหรับเก็บข้อมูล โดยสามารถเก็บข้อมูลและนำข้อมูลมาใช้ได้เกือบจะทันที โดยรูปแบบการต่อ Micro SD Card Adapter กับ Arduino Mega แสดงให้เห็นดังรูปที่ 3.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3. 3 รูปแบบการต่อ Micro SD Card Adapter กับ Arduino Mega

[<https://www.pinterest.com/pin/444871269413995016/?lp=true>]

3.1.3 การประกอบอุปกรณ์วัดรังสี

โดยไล่ลำดับการทำงานเมื่อรับรังสี ส่วนแรกคือ intensifying screen โดยจะติด intensifying screen ไว้กับด้านบนของ photodiode โดยเป็นด้านที่รับแสง ซึ่งตัว photodiode จะสามารถรับแสงได้จาก intensifying screen เท่านั้น จากนั้นจะยึดอลูมิเนียมที่ทำการออกแบบกับแผงวงจรของ photodiode จากนั้นใช้แผ่นตะกั่วในการกั้นระหว่างวงจรของ photodiode กับ Arduino Mega เนื่องจากป้องกันรังสีที่จะทำให้วงจรของ Arduino Mega เสียหาย และมีการต่อปุ่มและจอ LCD ภายหลังจากการเก็บข้อมูลเพื่อนำมาคำนวณหาสมการที่เกิดขึ้นและ โดยอุปกรณ์ทั้งหมดจะอยู่ในกล่องทึบแสง เพื่อไม่ให้แสงจากภายนอกเข้ามารบกวนขณะที่ intensifying screen กำลังเรืองแสงเมื่อถูกรังสีเอกซ์ตกกระทบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4 การนำอุปกรณ์ไปเก็บข้อมูล

การเก็บผลและนำมาประมวลผลหาสมการที่ใช้หาค่าแรงดันที่เกิดขึ้น โดยมีการนำอุปกรณ์ไปเก็บผล กับเครื่องเอกซเรย์ที่ผ่านการสอบเทียบว่าได้มาตรฐาน เพื่อนำค่าที่ได้มาเปรียบเทียบและคำนวณหาสมการในการคำนวณ โดยเก็บข้อมูลของค่า kVp ในช่วง 40 – 150 kVp และเก็บข้อมูลของเวลาในช่วง 20 – 400 มิลลิวินาที (ms)

3.4.1 การเก็บข้อมูลของความต่างศักย์ของเครื่องเอกซเรย์

โดยจะเก็บข้อมูล ที่เวลา 0.2 s 200 mA ระยะห่าง 60 เซนติเมตรเป็นหลัก และมีการเพิ่มหรือลดตามความเหมาะสม และเก็บค่าความต่างศักย์ดังตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3. 1 แสดงค่าความต่างศักย์ที่ใช้ในการเก็บข้อมูล

ค่าความต่างศักย์ ข้อมูล (kVp)	ระยะห่างระหว่าง		เวลา (วินาที)	จำนวน (ครั้ง)
	ค่ากระแส (mA)	หลอดเอกซเรย์ กับ Photodiode (ซม.)		
40	200	60	0.2	5
50	200	60	0.2	5
60	200	60	0.2	5
70	200	60	0.2	5
81	200	60	0.2	5
90	200	60	0.2	5
100	200	60	0.2	5
109	200	60	0.2	5
121	200	60	0.2	5
150	200	60	0.2	5
150	400	115	0.025	3
150	400	120	0.025	3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.2 การเก็บข้อมูลของเวลาที่ใช้ในการปล่อยรังสีเอกซ์

โดยจะเก็บข้อมูล ที่ความต่างศักย์ 70 kVp 200 mA ระยะห่าง 60 เซนติเมตร และเก็บค่าเวลาในการปล่อยรังสีที่ค่าต่าง ๆ ดังตารางที่ 3.2

ตารางที่ 3. 2 แสดงค่าความต่างศักย์ที่ใช้ในการเก็บข้อมูล

เวลา (มิลลิวินาที)	ค่าความต่างศักย์ ข้อมูล (kVp)	ค่ากระแส (mAs)	ระยะห่างระหว่าง หลอดเอกซเรย์ กับ Photodiode (ซม.)	จำนวน (ครั้ง)
20	70	10	60	5
40	70	10	60	5
80	70	10	60	5
160	70	10	60	5
200	70	10	60	5
400	70	10	60	5

3.5 การคำนวณสมการที่ใช้ และการออกแบบโปรแกรม

3.5.1 การคำนวณสมการที่ใช้ ในส่วนของการวัดค่าความต่างศักย์

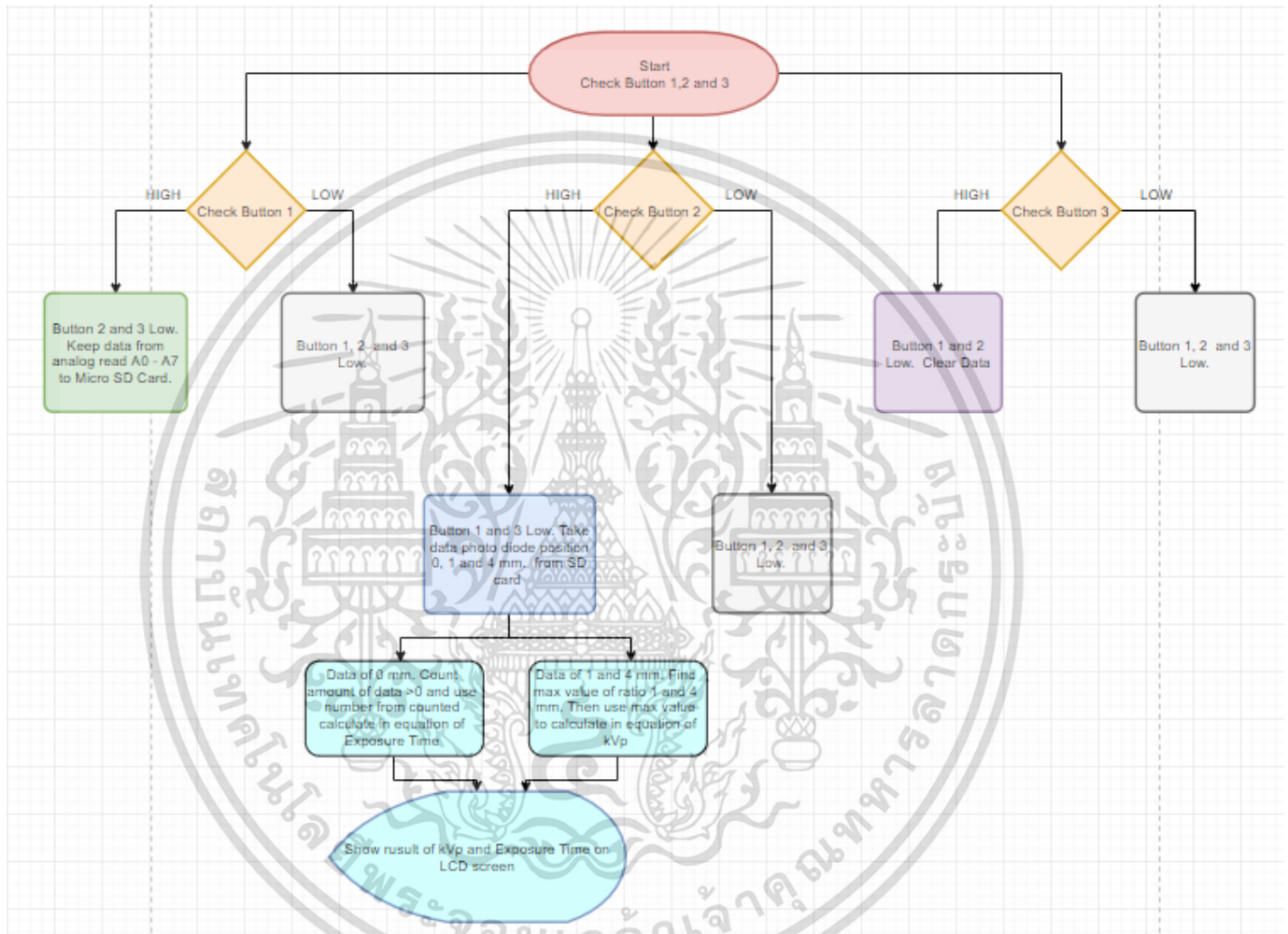
จะเลือกข้อมูลที่ได้จาก photodiode 2 ตำแหน่งที่ให้ค่าพลังงานต่างอย่างเห็นได้ชัด ในค่าความต่างศักย์ที่ต่างกันไปทุกค่า จากนั้นนำค่าที่ได้จาก photodiode 2 ตัวมาหารกันเพื่อให้ได้เป็นอัตราส่วน โดยเอาค่าน้อยตั้งและหารด้วยค่ามาก โดยค่าที่ได้จะไม่ถึง 1 และนำไปพล็อตกราฟ เปรียบเทียบกับค่า kVp ที่เราตั้งจากเครื่องเอกซเรย์ จากนั้นคำนวณหาสมการที่ได้จากกราฟ เพื่อนำไปใช้ในการคำนวณค่า kVp

3.5.2 การคำนวณสมการที่ใช้ ในส่วนของการวัดเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์

โดยจะนำข้อมูลที่ได้จาก photodiode ตัวแรกที่ไม่มียูนิเนียมกั้น ทำให้ได้รับรังสี โดยตรง และไม่ถูกลดทอนจากออลูมิเนียม จากนั้นทำการนับจำนวนข้อมูลที่ได้รับมาจาก photodiode ว่ามีจำนวนกี่ค่า ในเวลาที่ตั้งไว้จากเครื่องเอกซเรย์ จากนั้นนำข้อมูลมาพล็อตกราฟ และหาสมการ เพื่อนำไปใช้ในการคำนวณค่าเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์

3.5.3 การออกแบบโปรแกรม การออกแบบโปรแกรมสำหรับอุปกรณ์ในการวัดรังสี

โดยจะใช้โปรแกรม Arduino ในการเขียนโปรแกรมทั้งหมด โดยจะมีลำดับขั้นตอนต่าง ๆ ของโปรแกรกดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3. 4 ภาพแสดง Flow chart ขั้นตอนการทำงานของโปรแกรม

3.6 การออกแบบการทดลองโปรแกรมและสมการที่ใช้

ในการทดลองโปรแกรมและสมการที่ได้มาจากการเก็บข้อมูลนั้น จะแบ่งได้เป็น 2 ส่วนหลัก คือ การวัดค่าความต่างศักย์ (kVp) และการวัดเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ (ms) โดยจะอ้างอิงการทดลองตามกองวิศวกรรมชีวการแพทย์ในการทดสอบเครื่องเอกซเรย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.6.1 การวัดค่าความต่างศักย์

โดยจะมีการวัด 2 ส่วน ส่วนแรกจะเป็นการวัดค่าความเที่ยงตรง (Reproducibility) โดยตั้งค่า kV ที่ 80 kV 0.2 วินาที 200 mA และระยะเท่ากับ 60 เซนติเมตร โดยออกแบบตารางสำหรับการเก็บผลการทดลองดังตารางที่ 3.3 และส่วนที่ 2 จะเป็นการวัดค่าความแม่นยำ (Accuracy) โดยการตั้งค่าเครื่องเอกซเรย์ที่ 0.2 วินาที 200 mA ระยะห่างระหว่างหลอดเอกซเรย์กับอุปกรณ์รับรังสี 60 เซนติเมตร ตั้งค่า kV ที่ 50, 60, 70, 80, และ 90 kV โดยออกแบบตารางเก็บผลการทดลองดังตารางที่ 3.4

ตารางที่ 3.3 ออกแบบตารางสำหรับการวัดค่าความเที่ยงตรง (Reproducibility) ของค่า kV (80 kV, 0.2 sec, 200 mA, 60 cm)

ค่า kV	ค่า kV ที่วัดได้จากอุปกรณ์					เฉลี่ย
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	ครั้งที่ 4	ครั้งที่ 5	
80 kV						

ตารางที่ 3.4 ออกแบบตารางสำหรับการวัดค่าความแม่นยำ (Reproducibility) ของค่า kV (0.2 sec, 200 mA, 60 cm)

ค่า kV ที่ตั้ง	ค่า kV ที่วัดได้จากอุปกรณ์			เฉลี่ย
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	
50				
60				
70				
80				
90				

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.6.2 การวัดเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์

โดยจะมีการวัด 2 ส่วน ส่วนแรกจะเป็นการวัดค่าความเที่ยงตรง (Reproducibility) โดยตั้งค่าเครื่องตั้งเวลาไว้ที่ 0.2 วินาที 80 kV 200 mA และระยะเท่ากับ 60 เซนติเมตร โดยออกแบบตารางที่ใช้ในการเก็บผลการทดลองดังตารางที่ 3.5 และส่วนที่ 2 จะเป็นการวัดค่าความแม่นยำ (Accuracy) โดยการตั้งค่าเครื่องเอกซเรย์ที่ 80 kV 200 mA ระยะห่างระหว่างหลอดเอกซเรย์กับอุปกรณ์รับรังสี 60 เซนติเมตร ตั้งค่าเครื่องตั้งเวลาที่ 0.08, 0.1, 0.20, 0.30, และ 0.40 วินาที โดยออกแบบตารางเก็บผลการทดลองดังตารางที่ 3.6

ตารางที่ 3. 5 ออกแบบตารางสำหรับการวัดค่าความเที่ยงตรง (Reproducibility) ของเครื่องตั้งเวลา (80 kV, 0.2 sec, 200 mA, 60 cm)

ค่าเวลาที่ตั้ง (วินาที)	เวลาที่วัดได้จากอุปกรณ์					เฉลี่ย
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	ครั้งที่ 4	ครั้งที่ 5	
0.2						

ตารางที่ 3. 6 ออกแบบตารางสำหรับการวัดค่าความแม่นยำ (Reproducibility) ของค่า kV (0.2 sec, 200 mA, 60 cm)

ค่าเวลาที่ตั้ง (วินาที)	เวลาที่วัดได้จากอุปกรณ์			เฉลี่ย
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	
0.02				
0.08				
0.2				
0.4				

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

ผลการทดลอง

4.1 ผลการออกแบบ อลูมิเนียม

จากการออกแบบอลูมิเนียมที่ใช้ในการลดทอนพลังงานของรังสีเอกซ์ก่อนจะถึงตัวรับ หรือ photodiode โดยการทำอลูมิเนียมเป็นชั้นบันได โดยแต่ละชั้นมีความหนาเพิ่มขึ้นชั้นละ 1 มิลลิเมตร โดยเริ่มตั้งแต่ 0, 1, 2, 3, 4, 5, 6 และ 7 มิลลิเมตร มีความกว้าง 55 มิลลิเมตรดังรูปที่ 4.1 ความกว้าง 142 มิลลิเมตร แสดงดังรูปที่ 4.2 ความสูงของชั้นแรกอยู่ที่ 10 มิลลิเมตร แสดงดังรูปที่ 4.3 ผลจากการกัดอะลูมิเนียม ดังรูปที่ 4.4



รูปที่ 4. 1 แสดงความกว้างของอลูมิเนียมที่ออกแบบขนาด 55 มิลลิเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

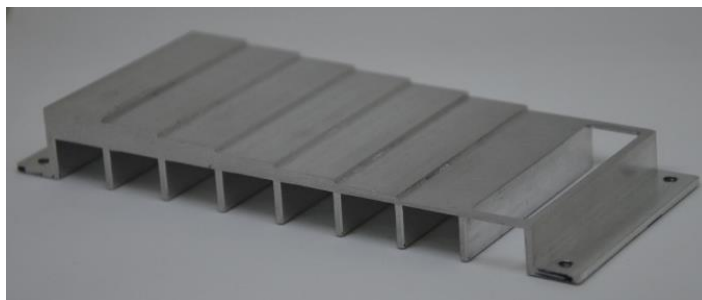


รูปที่ 4. 2 แสดงความยาวของอลูมิเนียมที่ออกแบบ มีขนาด 142 มิลลิเมตร



รูปที่ 4. 3 แสดงความหนาชั้นแรกของอลูมิเนียม มีขนาด 10 มิลลิเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4. 4 อลูมิเนียมที่ใช้ในการลดทอนพลังงานของรังสีเอกซ์

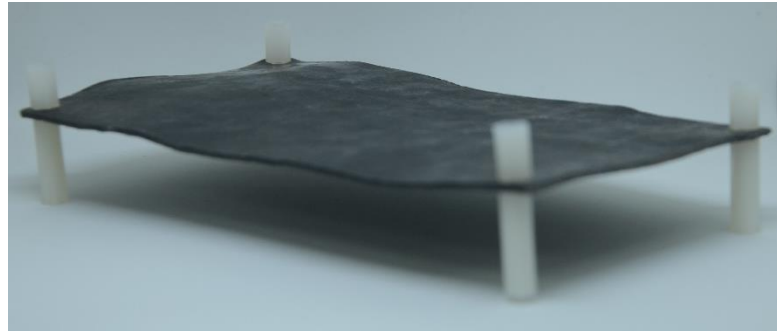
4.2 ผลการประกอบอุปกรณ์วัดรังสี

ขั้นแรกเริ่มจากการต่อวงจรของ photodiode กับตัวต้านทาน และนำแผ่น Intensifying screen มาแปะบนด้านที่รับแสงของ photodiode โดยอุปกรณ์ทุกตัวอยู่บนแผ่นวงจร ดังรูปที่ 4.2



รูปที่ 4. 5 วงจรของ Photodiode กับ Intensifying screen

หลังจากที่ได้วงจรของ Photodiode แล้วทำการประกอบเข้ากับส่วนต่าง ๆ โดยเริ่มจากแผ่นตะกั่วดังรูปที่ 4.3 นำมาไว้ด้านล่างของวงจร Photodiode และนำ Arduino Mega ดังรูปที่ 4.4 มาต่อไว้ถัดจากแผ่นตะกั่ว และนำอลูมิเนียมที่ออกแบบไว้วางไว้ด้านบนบนของวงจร Photodiode ดังรูปที่ 4.5 โดยมีจุดส่งสัญญาณของ Photodiode ต่อไปยัง Arduino Mega ผ่าน Connector ดังรูปที่ 4.6 และมีจุดที่ไว้ต่อกับแบตเตอรี่ผ่าน Connector ดังรูปที่ 4.7



รูปที่ 4. 6 แผ่นตะกั่วสำหรับกันรังสีเอกซ์

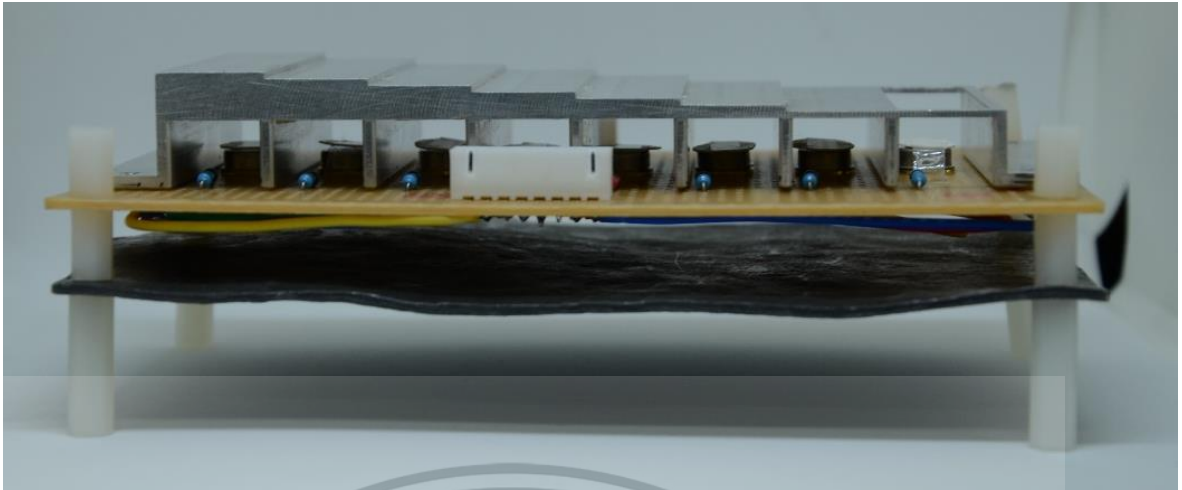


รูปที่ 4. 7 Arduino Mega บนแผงวงจร



รูปที่ 4. 8 อุปกรณ์หลักของอุปกรณ์วัดรังสี หลังจากการประกอบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



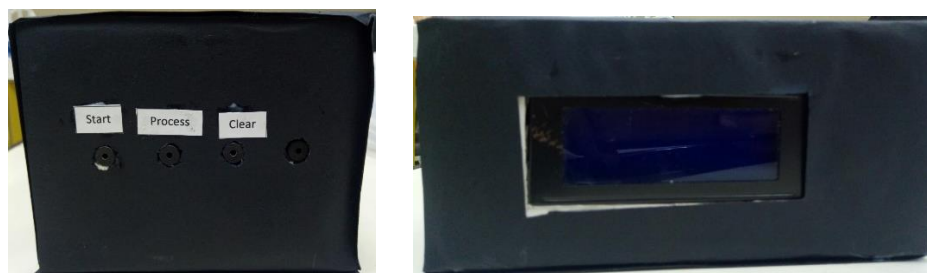
รูปที่ 4. 9 รูปด้านข้างแสดง connector เชื่อมต่อสัญญาณจาก Photodiode ไปยัง Arduino Mega



รูปที่ 4. 10 แสดง connector ไม้เชื่อมกับแบตเตอรี่

จากนั้นนำอุปกรณ์ที่ได้ต่อกับจอ LCD และปุ่มกดจำนวน 3 ปุ่ม จากนั้นนำอุปกรณ์ทั้งหมดใส่ไว้ในกล่องทึบแสงเพื่อป้องกันแสงรบกวนจากภายนอก แสดงให้เห็นดังรูปที่ 4.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4. 11 แสดงมุมมองต่าง ๆ ของอุปกรณ์ซึ่งอยู่ในกล่องทึบแสง

4.3 ผลจากการนำอุปกรณ์ไปเก็บข้อมูล

4.3.1 การเก็บข้อมูลของความต่างศักย์ของเครื่องเอกซเรย์

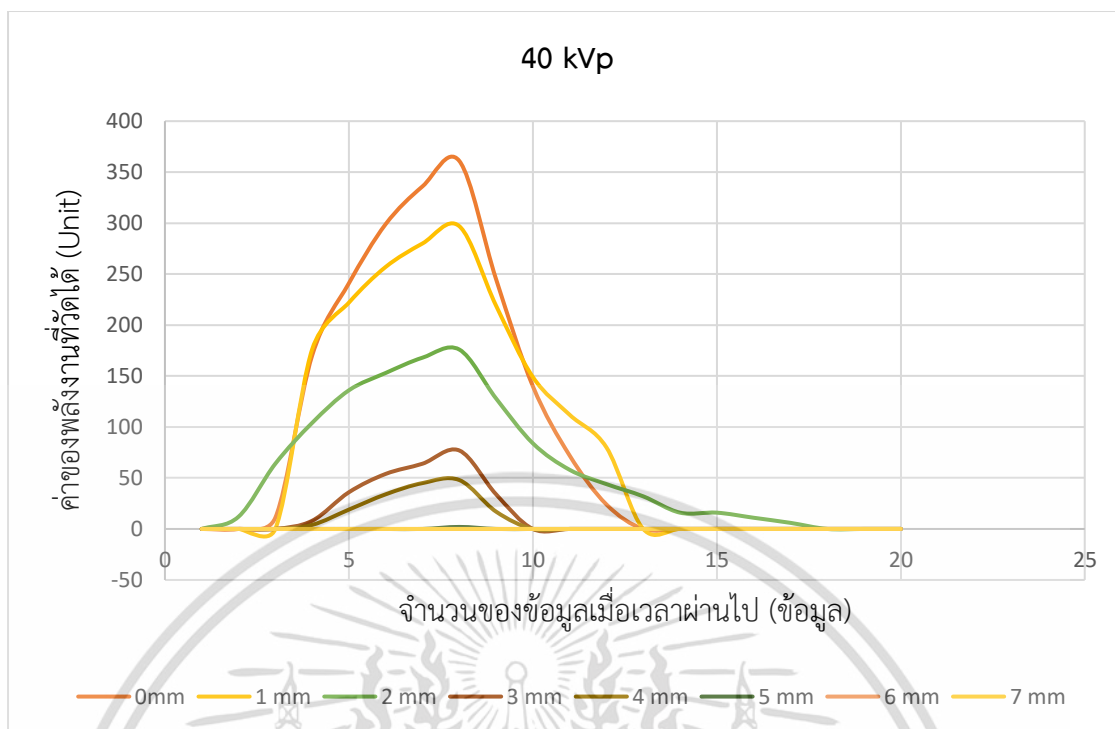
โดยการตั้งค่าเครื่องเอกซเรย์ในช่วง 40-121 kVp ตั้งค่าเครื่องเอกซเรย์ไว้ที่ 200 mA 0.2 s และระยะห่างระหว่างหลอดเอกซเรย์กับ Photodiode 60 cm เก็บข้อมูลทั้งหมด 5 ครั้ง โดยจะนำข้อมูลบางส่วนจากผลการเก็บข้อมูลครั้งที่ 1 ของค่าความต่างศักย์ที่ 40 kVp ดังตารางที่ 4.1 และกราฟในรูปที่ 4.12 โดยจำนวนข้อมูลคือจำนวนที่ Analog Read ของ Arduino รับค่าเข้ามาได้ ซึ่งขึ้นอยู่กับ sampling rate ของแต่ละตัว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4. 1 แสดงส่วนหนึ่งของผลการเก็บข้อมูลของค่าความต่างศักย์ 40 kVp

จำนวน ข้อมูล	ค่า Analog read ที่ได้จาก Photodiode แต่ละตำแหน่งที่ความหนาอลูมิเนียมต่างกัน							
	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
1	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	12	0	0	0	0	0
3	11	0	64	0	0	0	0	0
4	170	176	104	8	4	0	0	0
5	241	222	136	36	19	0	0	0
6	299	257	153	54	34	0	0	0
7	336	280	168	64	45	0	0	0
8	361	297	176	77	48	2	0	0
9	245	219	128	34	17	0	0	0
10	140	149	84	0	0	0	0	0
11	72	112	58	0	0	0	0	0
12	24	80	44	0	0	0	0	0
13	0	0	32	0	0	0	0	0
14	0	0	16	0	0	0	0	0
15	0	0	16	0	0	0	0	0
16	0	0	11	0	0	0	0	0
17	0	0	6	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0	0	0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4. 12 กราฟแสดงส่วนหนึ่งของผลการเก็บข้อมูลของค่าความต่างศักย์ 40 kVp

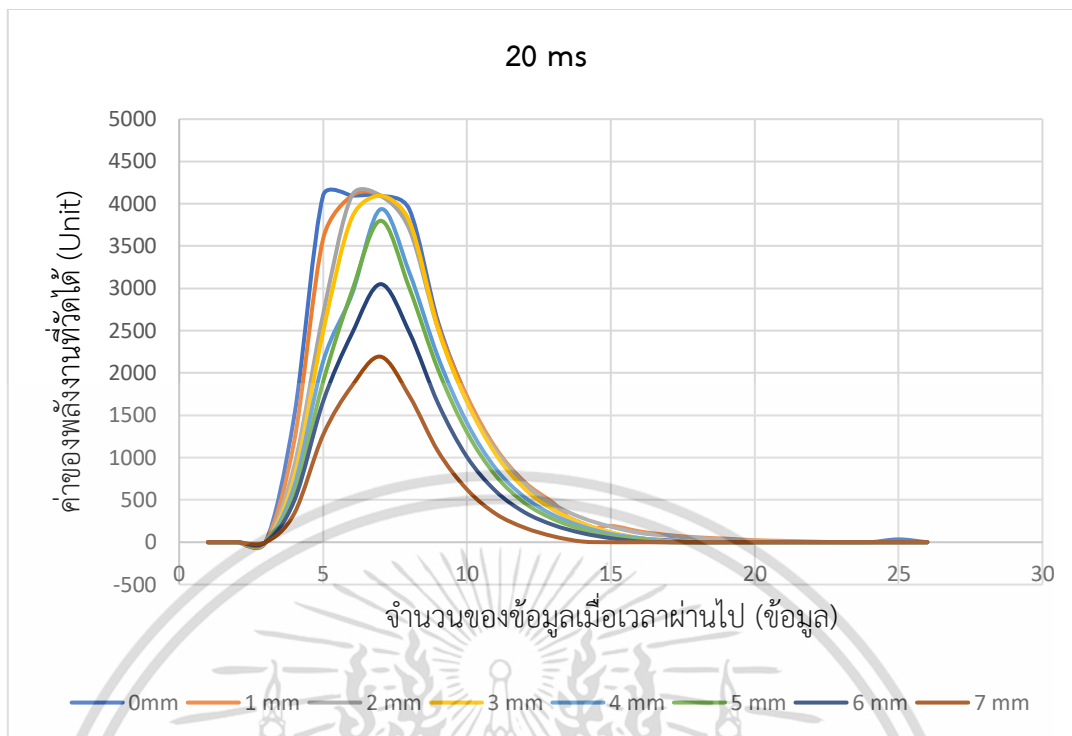
4.3.2 การเก็บข้อมูลของเวลาที่ใช้ในการปล่อยรังสีเอกซ์

เป็นการเก็บข้อมูลในช่วงเวลา 20 – 400 มิลลิวินาที โดยตั้งค่าเครื่องเอกซเรย์ 80 kVp 200 mA และระยะห่างระหว่างหลอดเอกซเรย์กับ Photodiode 60 cm เก็บข้อมูลทั้งหมด 5 ครั้ง โดยจะแสดงส่วนหนึ่งของผลการเก็บข้อมูลครั้งที่ 1 ของค่าเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ที่ 20 มิลลิวินาที ดังตารางที่ 4.2 และกราฟในรูปที่ 4.13

ตารางที่ 4. 2 แสดงส่วนหนึ่งของผลการเก็บข้อมูลของค่าเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ 20 มิลลิวินาที

จำนวน ข้อมูล	ค่าที่ได้จาก Photodiode แต่ละตำแหน่งที่ความหนาอลูมิเนียมต่างกัน							
	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
1	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	12	0	0	0	0	0
3	11	0	64	0	0	0	0	0
4	170	176	104	8	4	0	0	0
5	241	222	136	36	19	0	0	0
6	299	257	153	54	34	0	0	0
7	336	280	168	64	45	0	0	0
8	361	297	176	77	48	2	0	0
9	245	219	128	34	17	0	0	0
10	140	149	84	0	0	0	0	0
11	72	112	58	0	0	0	0	0
12	24	80	44	0	0	0	0	0
13	0	0	32	0	0	0	0	0
14	0	0	16	0	0	0	0	0
15	0	0	16	0	0	0	0	0
16	0	0	11	0	0	0	0	0
17	0	0	6	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0	0	0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.13 แสดงส่วนหนึ่งของผลการเก็บข้อมูลของค่าเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ 20 มิลลิวินาที

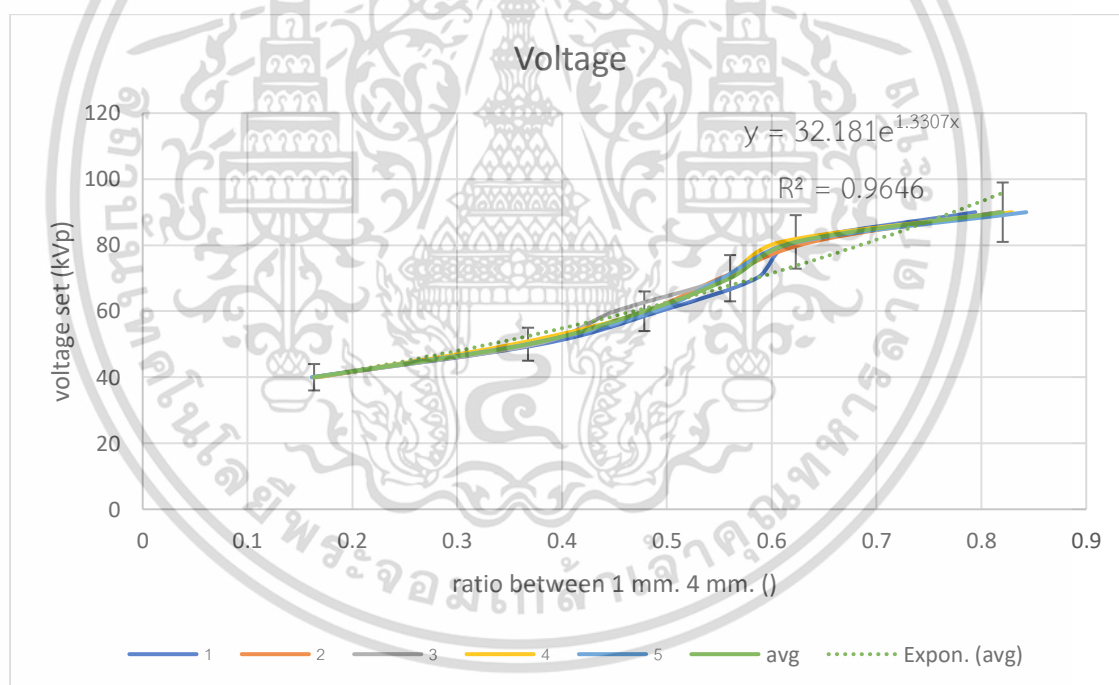
4.4 ผลการคำนวณสมการที่ได้จากการทดลอง และผลของโปรแกรม

4.4.1 ผลการคำนวณสมการที่ใช้ ในส่วนของการวัดค่าความต่างศักย์

จากผลการทดลองค่าต่ำสุดของค่าความต่างศักย์ที่ทำการเก็บข้อมูลคือ 40 kVp โดยตำแหน่งของ Photodiode ที่มีความต่างกันมากที่สุด 2 ตำแหน่ง โดยไม่รวมตำแหน่งที่ไม่มีลูมิเนียมกัน พบว่าค่าที่ได้จาก Photodiode ที่ตำแหน่ง 1 มิลลิเมตร กับ 4 มิลลิเมตรต่างกันมากที่สุด จึงนำค่าที่ได้จากตำแหน่งที่ 4 มิลลิเมตร หาค่าด้วยตำแหน่งที่ 1 มิลลิเมตร เพื่อหาค่าอัตราส่วนของรังสีที่เกิดขึ้น จากนั้นหาค่าอัตราส่วนที่มากที่สุด ซึ่งค่าที่มากที่สุดจะเทียบได้กับค่าความต่างศักย์ที่ตั้งไว้ที่เครื่องเอกซเรย์ โดยข้อมูลอัตราส่วนทั้ง 5 ครั้งของการเก็บข้อมูลค่าความต่างศักย์ ที่ตำแหน่งที่ 1 มิลลิเมตร กับ 4 มิลลิเมตร แสดงดังตารางที่ 4.3 และกราฟรูปที่ 4.14

ตารางที่ 4. 3 ข้อมูลอัตราส่วนทั้ง 5 ครั้งของการเก็บข้อมูลค่าความต่างศักย์ ที่ตำแหน่งที่ 1 มิลลิเมตร กับ 4 มิลลิเมตร

kVp	ครั้ง					ค่าเฉลี่ย
	1	2	3	4	5	
40	0.161616	0.166667	0.163265	0.164384	0.161616	0.16351
50	0.379603	0.364217	0.374294	0.353659	0.366434	0.367641
60	0.493151	0.479475	0.450798	0.482002	0.487719	0.478629
70	0.585586	0.55091	0.556267	0.556267	0.552533	0.560313
81	0.621493	0.638334	0.620565	0.609012	0.624877	0.622856
90	0.794139	0.817338	0.818315	0.82906	0.842735	0.820317



รูปที่ 4. 14 แสดงกราฟผลการเก็บข้อมูลอัตราส่วนของค่าระหว่าง 1 mm. และ 4 mm.

โดยเมื่อนำข้อมูลค่าเฉลี่ยของอัตราส่วนค่าที่ได้จากตำแหน่งที่ 4 มิลลิเมตร กับตำแหน่งที่ 1 มิลลิเมตร มาพล็อตกราฟกับค่าความต่างศักย์จากการตั้งค่าที่เครื่องเอกซเรย์ จากนั้นหาสมการจากกราฟแบบ Exponential ทำให้ได้สมการดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$y = 32.181e^{1.3307x} \quad (4.1)$$

โดยค่า x คือค่าที่ได้จากอัตราส่วนของค่ารังสีที่ Photodiode ตำแหน่งที่ 4 มิลลิเมตรและ 1 มิลลิเมตร

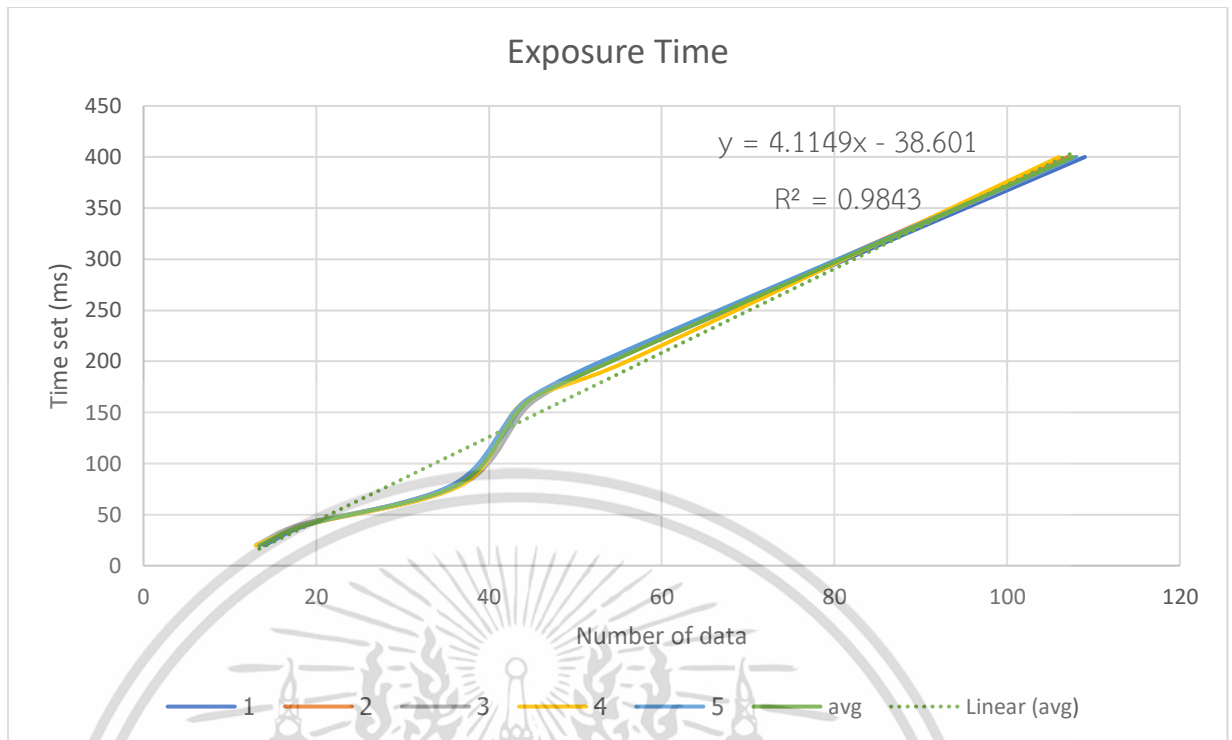
y คือค่าความต่างศักย์ (kVp) ที่ได้จากการคำนวณในสมการที่ 4.1

4.4.2 ผลการคำนวณสมการที่ใช้ ในส่วนของการวัดเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์

จากผลการทดลองในการวัดเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ จะใช้จำนวนข้อมูลที่รับเข้ามา ขณะที่รังสีตกกระทบ หรือมีค่ามากกว่า 0 ทำการเปรียบเทียบกับเวลาที่ตั้งไว้ โดยจำนวนของข้อมูลจากผลการทดลองแสดงในตารางที่ 4.4 และกราฟรูปที่ 4.15

ตารางที่ 4. 4 แสดงจำนวนข้อมูลในการวัดเวลา

Time	ครั้ง					ค่าเฉลี่ย
	1	2	3	4	5	
20	14	13	13	13	14	13.4
40	19	19	18	19	19	18.8
80	36	37	37	37	36	36.6
160	45	44	45	44	44	44.4
200	54	54	54	56	53	54.2
400	109	107	108	106	108	107.6



รูปที่ 4.15 แสดงกราฟผลการเก็บจำนวนข้อมูลในเวลาที่มีการปล่อยรังสีเอกซ์

โดยเมื่อนำจำนวนของข้อมูลมาพล็อตกราฟกับเวลาที่ตั้งไว้ที่เครื่องเอกซเรย์จะได้กราฟดังรูปที่ 4.11 จากนั้นหาสมการจากกราฟแบบ Linear ทำให้ได้สมการดังนี้

$$y = 4.1149x - 38.601 \quad (4.2)$$

โดยค่า x คือจำนวนข้อมูลที่มีมากกว่า 0 ขณะปล่อยรังสีเอกซ์

y คือค่าเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ ที่ได้จากการคำนวณในสมการที่ 4.2

4.4.3 ผลจากการออกแบบโปรแกรม

4.5 ผลการทดลองอุปกรณ์วัดรังสีเอกซ์

4.5.1 ผลจากการวัดค่าความต่างศักย์

การวัดค่าความต่างศักย์ โดยจะมีการวัด 2 ส่วน ส่วนแรกจะเป็นการวัดค่าความเที่ยงตรง (Reproducibility) โดยตั้งค่า kV ที่ 80 kV 0.2 วินาที 200 mA และระยะเท่ากับ 60 เซนติเมตร โดยผลการวัดค่าความต่างศักย์ที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นแสดงดังตารางที่ 4.5 และส่วนที่ 2 จะเป็นการวัดค่าความแม่นยำ (Accuracy) โดยการตั้งค่าเครื่องเอกซเรย์ที่ 0.2 วินาที 200 mA ระยะห่างระหว่างหลอด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกซเรย์กับอุปกรณ์รับรังสี 60 เซนติเมตร ตั้งค่า kV ที่ 50, 60, 70, 80, และ 90 kV โดยผลการวัดค่าความต่างศักย์ที่ได้จากอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นแสดงดัง ตารางที่ 4.6

ตารางที่ 4.5 การวัดค่าความเที่ยงตรง (Reproducibility) ของค่า kV (80 kV, 0.2 sec, 200 mA, 60 cm)

kV set	kV from device					Average
	1	2	3	4	5	
80 kV	73.5662	72.5626	73.9138	73.5818	73.5662	73.4230
error	-8.0422	-8.1363	-9.2967	-7.6077	-8.0227	-8.2211

ตารางที่ 4.6 การวัดค่าความแม่นยำ (Reproducibility) ของค่า kV (0.2 sec, 200 mA, 60 cm)

kV set	kV from device					Error (%)
	1	2	3	Average		
50	51.8374	51.8968	51.6962	51.8102	3.62	
60	61.0770	61.0063	62.7326	61.6053	3.21	
70	69.3074	67.7355	67.9910	68.3446	-3.31	
80	72.8343	72.3927	72.7142	72.6470	-14.71	
90	95.3505	94.4238	94.4866	94.7536	9.51	
109	102.2325	108.8140	105.9512	105.6659	-6.67	
121	121.7630	121.7630	121.7630	121.7630	1.53	
150	121.7630	121.7630	121.7630	121.7630	-56.47	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5.2 ผลจากการวัดเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์

การวัดเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ โดยจะมีการวัด 2 ส่วน ส่วนแรกจะเป็นการวัดค่าความเที่ยงตรง (Reproducibility) โดยตั้งค่าเครื่องตั้งเวลาไว้ที่ 0.2 วินาที 80 kV 200 mA และระยะเท่ากับ 60 เซนติเมตร โดยผลของเวลาที่ได้จากอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นดังตารางที่ 4.7 และส่วนที่ 2 จะเป็นการวัดค่าความแม่นยำ (Accuracy) โดยการตั้งค่าเครื่องเอกซเรย์ที่ 80 kV 200 mA ระยะห่างระหว่างหลอดเอกซเรย์กับอุปกรณ์รับรังสี 60 เซนติเมตร ตั้งค่าเครื่องตั้งเวลาที่ 0.08, 0.1, 0.20, 0.30, และ 0.40 วินาที โดยผลที่ได้จากอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นแสดงดังตารางที่ 4.8

ตารางที่ 4.7 การวัดค่าความเที่ยงตรง (Reproducibility) ของเครื่องตั้งเวลา (80 kV, 0.2 sec, 200 mA, 60 cm)

Time set (ms)	Time from device					Average
	1	2	3	4	5	
200	183.6	183.6	187.7	183.6	187.7	185.24
Error (%)	-8.2	-8.2	-6.1	-8.2	-6.1	-7.38

ตารางที่ 4.8 การวัดค่าความแม่นยำ (Accuracy) ของเครื่องตั้งเวลา (0.2 sec, 200 mA, 60 cm)

Time set (ms)	Time from device			Average	Error
	1	2	3		
0.02	14.9	14.9	19.0	16.27	-18.65
0.08	80.7	84.8	84.8	83.4	4.29
0.2	200.1	196.0	196.0	197.4	-1.32
0.4	405.8	401.7	401.7	403.1	0.77

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ เป็นการนำผลการทดลองที่ได้จากบทที่ 4 มาวิเคราะห์และสรุปผลออกมาให้เห็นภาพชัดเจน รวมถึงเสนอแนะข้อมูลที่ควรศึกษาต่อหรือข้อที่ควรปรับปรุงสำหรับการพัฒนางานวิจัยในอนาคต

งานวิจัยนี้ได้สร้างอุปกรณ์สำหรับการวัดค่าความต่างศักย์และเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ เป็นการวัดรังสีทางอ้อมโดยใช้ Photodiode เป็นตัวรับแสงที่ได้จาก Intensifying screen ซึ่งจะเรืองแสงเมื่อมีรังสีเอกซ์ตกกระทบ และนำสัญญาณที่ได้จาก Photodiode มาบันทึกผลเพื่อสร้างสมการในการคำนวณหาค่าความต่างศักย์ และเวลาในการปล่อยรังสี จากนั้นจึงนำสมการที่ได้ใส่ในโปรแกรมสำหรับการคำนวณหาค่าความต่างศักย์ และเวลา

ในการวัดค่าความแม่นยำของค่าความต่างศักย์มีความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยอยู่ที่ 8.22 % ในการวัดค่าความถูกต้องของค่าความต่างศักย์พบว่าในช่วง 50 – 120 kVp มีความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วง ± 10 % ยกเว้นที่ค่า 80 kVp มีความคลาดเคลื่อนอยู่ที่ -14.71 % และค่าความต่างศักย์ 150 kVp จะมีวัดค่าได้เท่ากับที่ 120 kVp เนื่องจากที่ค่า 120 kVp เป็นค่าสูงสุดที่ Intensifying screen สามารถเรืองแสงได้มากที่สุด ซึ่งเมื่อค่าความต่างศักย์สูงขึ้นกว่า 120 kVp จะทำให้ Intensifying screen เรืองแสงได้เท่ากับที่ 120 kVp

ในการวัดค่าความแม่นยำของเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์มีความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยอยู่ที่ 7.38 % ในการวัดค่าความถูกต้องของเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ในช่วงเวลา 20 ms – 400 ms อยู่ที่ -18.65% - 0.77% โดยพบว่าค่าความคลาดเคลื่อนมีแนวโน้มลดลง เมื่อเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์เพิ่มมากขึ้น เนื่องจากในการวัดจะมีสัญญาณที่ไม่ต้องการอยู่ (noise) ซึ่งเมื่อเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์นานขึ้นจะเป็นสัญญาณที่ต้องการอย่างชัดเจน ทำให้คำนวณค่าเวลาได้มีความถูกต้องมากขึ้น

โดยสรุปแล้วอุปกรณ์วัดรังสีที่สร้างขึ้นสามารถวัดค่าความต่างศักย์และเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ได้ในระดับหนึ่ง ซึ่งยังไม่มี ความแม่นยำที่มากพอจะนำไปใช้ในการสอบเทียบเครื่องเอกซเรย์ในโรงพยาบาลเพื่อวัดคุณภาพของเครื่องเอกซเรย์ได้

ข้อเสนอแนะ

1. งานวิจัยนี้ยังไม่ได้เก็บข้อมูลเทียบกับเครื่องวัดปริมาณรังสีเอกซเรย์มาตรฐาน ทำให้สมการที่ได้มาเป็นค่าที่ได้จากการเทียบกับเครื่องเอกซเรย์ที่ผ่านมาตรฐาน ทำให้อาจได้รับข้อมูลที่ไม่ตรงกับเครื่องมาตรฐาน โดยในการพัฒนาต่อควรเก็บข้อมูลกับเครื่องวัดปริมาณรังสีที่ได้รับมาตรฐานโดยตรง จะทำให้อุปกรณ์มีความน่าเชื่อถือมากยิ่งขึ้น
2. อลูมิเนียมที่ใช้ในการลดทอนพลังงานของรังสีควรรีไซเบอร์ 10XX เนื่องจากเป็นอลูมิเนียมที่มีความเป็นอลูมิเนียมบริสุทธิ์สูง ทำให้มีประสิทธิภาพในการลดทอนรังสีมากกว่า หรือใช้เป็นทองแดง ตามความเข้มของปริมาณรังสี
3. ควรทดสอบความเป็น linear ของ Intensifying screen ก่อนนำมาทดลอง เพื่อหาช่วงที่ Intensifying screen สามารถเรืองแสงได้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

- [1] “รังสีเอกซ์.” [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก: <https://th.wikipedia.org/wiki/%E0%B8%A3%E0%B8%B1%E0%B8%87%E0%B8%AA%E0%B8%B5%E0%B9%80%E0%B8%AD%E0%B8%81%E0%B8%8B%E0%B9%8C>. 2018.
- [2] สารานุกรมไทย. “คุณสมบัติของรังสีเอกซ์.” [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก: <http://kanchanapisek.or.th/kp6/sub/book/book.php?book=9&chap=7&page=t9-7-infodetail04.html>. 2018.
- [3] สารานุกรมไทย. “รังสีเอกซ์เกิดขึ้นได้อย่างไร.” [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก: <http://saranukromthai.or.th/sub/book/book.php?book=9&chap=7&page=t9-7-infodetail02.html>. 2018.
- [4] “รังสีเอกซ์.” [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก: http://www.mwit.ac.th/~pommong/PPT_X-ray.pdf. 2018.
- [5] “รังสีเอกซ์ (x-ray) คุณสมบัติ และประโยชน์รังสีเอกซ์.” [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก: <https://www.siamchemi.com/%E0%B8%A3%E0%B8%B1%E0%B8%87%E0%B8%AA%E0%B8%B5%E0%B9%80%E0%B8%AD%E0%B8%81%E0%B8%8B%E0%B9%8C/>. 2017.
- [6] “แอนโนดฮิลล์เอฟเฟก (anode heel effect).” [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก: http://www.mt.mahidol.ac.th/elearning/MTRD310/web/word/tech%20compensation/9_1_a.htm. 2017.
- [7] Dr. Hamish Smith, Dr. Aditya Shetty et al. “Space charge.” [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก: <https://radiopaedia.org/articles/space-charge>. 2017.
- [8] สารานุกรมไทยสำหรับเยาวชน. “ประโยชน์ของรังสีเอกซ์ทางการแพทย์.” [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก: <http://kanchanapisek.or.th/kp6/sub/book/book.php?book=9&chap=7&page=t9-7-infodetail05.html>. 2019.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [9] “รังสีเอกซ์.” [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก: <https://th.wikipedia.org/wiki/%E0%B8%A3%E0%B8%B1%E0%B8%87%E0%B8%AA%E0%B8%B5%E0%B9%80%E0%B8%AD%E0%B8%81%E0%B8%8B%E0%B9%8C>. 2017.
- [10] นายแพทย์อดุลย์ บัณชุกุล. “อันตรายจากรังสี เบื้องต้น.” [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก: <https://www.gotoknow.org/posts/431047>. 2017.
- [11] E. Forster. “Equipment for DIAGNOSTIC RADIOGRAPHY.” MTP Press A division of Kluwer Boston Inc, USA. 1923.
- [12] General Radiology. “X-ray Circuit and Tube Heat Management.” [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : <https://radiologykey.com/x-ray-circuit-and-tube-heat-management/>. (วันที่ค้นข้อมูล : 28 มีนาคม 2561)
- [13] “กิโลโวลต์เตจสูงสุด.” มหิดล. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : http://www.mt.mahidol.ac.th/e-learning/MTRD310/web/exposurefactor/2_5kVp.htm. (วันที่ค้นข้อมูล : 10 พฤษภาคม 2561)
- [14] ผศ.สุชาติ เกียรติวัฒนเจริญ. “เครื่องเอกซเรย์.” [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : [http://www.med.cmu.ac.th/dept/radiology/324321%5Cx_ray_vet321_55\[1\].pdf](http://www.med.cmu.ac.th/dept/radiology/324321%5Cx_ray_vet321_55[1].pdf). (วันที่ค้นข้อมูล : 10 พฤษภาคม 2561)
- [15] กองวิศวกรรมทางการแพทย์. “การสอบเทียบมาตรฐานเครื่องมือทางการแพทย์.” [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : <http://medi.moph.go.th/center4/files/man%20cal.pdf>. (วันที่ค้นข้อมูล : 28 มีนาคม 2561)
- [16] จิตต์ชัย สุริยะไชยากร และคณะ. “การควบคุมคุณภาพของภาพเอกซเรย์.” พิมพ์ครั้งที่ 1. 2538.
- [17] รังสีเทคนิค มหิดล. “Exposure Time Test of X-ray Machine using Spinning Top.” [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก: <https://www.youtube.com/watch?v=O1hMDAsBQu4>. 2019.
- [18] M. Siedband. Chairman et al. “BASIC QUALITY CONTROL IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY.” American Association of Physicists in Medicine. 1978.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [19] Dr. Monica Wong and Dr. Ayush Goel et al. “Intensifying screen” [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก: <https://radiopaedia.org/articles/intensifying-screen>. 2018.
- [20] Perry Sprawls. “The Physical Principles of Medical Imaging, Screen/Film Radiographic Receptors.” [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก: <http://www.sprawls.org/ppmi2/FILMSCR/>. 2018.
- [21] คณะเทคนิคการแพทย์ ภาควิชารังสีเทคนิค มหาวิทยาลัยมหิดล. “การสร้างภาพทางการแพทย์เบื้องต้น.” [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก: <http://www.mt.mahidol.ac.th/e-learning/MTRD202/WEB/FRAME/UntitledFrameset-7.htm>. 2017.
- [22] ชิตชัย โพธิ์ประภา. “โฟโตไดโอด (Photo diode)”. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก: <http://phchitchai.wbvschool.net/page/9>. 2019.
- [23] Vishay Semiconductors. “Silicon Photodiode”. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก: www.vishay.com. 2019.
- [23] “Arduino Mega 2560”. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก: <https://www.gravitechthai.com/product-detail.php?WP=qmiZAJ1CM5O0hJatrTZo7o3Q>



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Indirect Measure Voltage and Exposure Time Device for Medical X-ray

Manao Bunkum

Biomedical Engineering, Faculty of Engineering
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
Chalongkrung Road, Ladkrabang
Bangkok, Thailand
61601007@kmitl.ac.th

C. Pintavirooj

Biomedical Engineering, Faculty of Engineering
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
Chalongkrung Road, Ladkrabang
Bangkok, Thailand
chuchartpintavirooj@gmail.com

Sarinpom Visitsattapongse

Biomedical Engineering, Faculty of Engineering
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
Chalongkrung Road, Ladkrabang
Bangkok, Thailand
sarinpom.vi@kmitl.ac.th

Abstract—X-ray machine is used to create an image of diagnosing or treatment by using X-ray beam. X-ray beams are harmful to the body's cells when the radiation dose is high enough. Therefore, the X-ray machine must always be calibrated or test to ensure that the X-ray machine is accurate to keep users safe. In this research presents the design and construction of x-ray testing device. It will focus on measuring the two main parameters of the x-ray machine. Measurement of exposure time (x-ray emission time) and measurements of peak kilovoltage from the x-ray tube. This device has 2 parts, hardware and software. The hardware is the circuit consist of intensifying screen for a radiation receiver and converted energy from x-ray into light energy. The wavelength of the light emitted is in the range of 500-600nm, then use a circuit of photodiode. It is a semiconductor device that converts light into an electric current. The electric current is a full-wave rectification waveform corresponding to the 100 Hz high voltage supply of the x-ray tube. Take the signal from the electric current to filter circuit for reducing noise. And then take the signal to the microcontroller (Arduino). Arduino is used for taking the signal to process in Visual Studio program to measure exposure time and peak kilovoltage of x-ray, which can be measured and processed immediately. The waveform is digitized, and peak detected with Arduino. The number of peaks is then converted to exposure time, i.e. one peak corresponds to 10 milliseconds. The result, exposure time and peak kilovoltage of x-ray, will show on window form application in Visual Studio program.

Index Terms—Exposure time

I. INTRODUCTION

The x-ray machine is one of the most commonly used medical imaging modality including radiography, fluorography, and computed tomography. The clinical application of x-ray imaging ranges from surgery-planning

tools, diagnostic tools, and therapeutic tools. X-ray characteristics are important factors that not only affect the imaging quality but also affect the dose factors received by the patient. X-ray calibration is hence a crucial process to ensure not only the accuracy of x-ray radiation parameters used in each exposure but, an important process, to guarantee that patient does not expose to excessive radiation as well [1-2]. In most country, x-ray calibration is a compulsive legal measure for all types of x-ray apparatus.

This paper proposes the device to measure some dose-related parameter. We design a device for measurement of exposure time (x-ray emission time) and measurements of peak kilovoltage from the x-ray tube. The exposure time is a dose-related parameter that can be measured by the photo-transistor coated with intensifying screen to convert x-ray beam to visible light. The signal from photodiode pass filter circuit for reducing noise and take the signal to Arduino. Finally processes the signal by Visual Studio program and the result of exposure time and peak kilovoltage will show on window form application.

II. METHODOLOGY

The x-ray circuit is divided into three sections. First the low-voltage circuit, second is the filament circuit and the last is the high-voltage circuit.

The Low-voltage circuit is the subcircuit between the alternating current or AC power supply and the primary side of the high-voltage or step-up transformer. All the devices in this circuit are located within the control console. The control console is the unit for sets all the exposure techniques, such as kilovolts peak, milliamperes and exposure time. And this circuit contains of the main switch, autotransformer, kVp selectors, exposure switch and exposure timer.

The filament circuit is divided into two parts by the step-down transformer. The primary filament circuit is to supply a low current to heat the x-ray tube filament for thermionic emission of electrons. The secondary side is the secondary side of the step-down transformer conducting current through the x-ray tube filament. The step-down transformer reduces the voltage on the secondary side, providing an appropriate current to heat the filament.

The high-voltage circuit begins and ends in the secondary side of the step-up transformer includes the x-ray tube and rectifier unit that show in figure 1. Current flow in this circuit will have during an exposure and has very high voltage for the x-ray tube. In part rectifier unit, this research focuses on full-wave rectification. AC electric current flow in the copper wire as a sine wave. It moves from positive to negative at a rate of 50 pulses(waves) per second, it from 50 Hz of AC electric current (AC in Thailand 50 cycles/sec or 50 Hz). For full-wave rectification will use 4 diodes in the circuit, the current can be redirected for the negative half of electric cycle, so the current will flow in the positive direction as shown in figure 2.

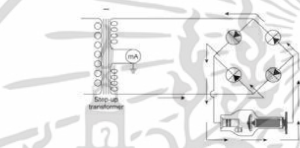


Fig 1. High-voltage circuit with full wave rectifier

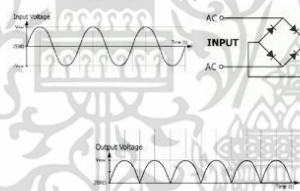


Fig 2. Rectifier Unit

Therefore, the pulse x-ray output of a full-wave rectifier occurs 100 times per second or 1 pulse per 10 milliseconds or 0.01 [5]. For this research will use this part for calculated the exposure time of x-ray. So, we can assume the exposure time from the pulse x-ray exposure.

III. "HARDWARE AND SOFTWARE

This device has 2 main parts. First is part of hardware and second is part of software.

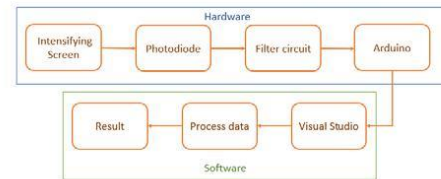


Fig 3. show the block diagram of a device

Hardware

This hardware part has 4 components. First, an intensifying screen is flat surface coated with fluorescent crystals called phosphors. That glow, giving off the light when exposed to x-rays. (Phosphor layer or active layer, it is x-ray photons converted to light photons call photoelectric effect). For this research, the intensifying screen gives off light 520 - 590 nanometers. Second is a photodiode, it is a semiconductor device that converts light into an electric current. The current is generated when photons are absorbed in the photodiode. In this device, photodiode has a spectral range of sensitivity between 350 to 820 nanometers and wavelength of maximum sensitivity is 550 nanometers because the intensifying screen giving wavelength of light around 550 nanometers. Third is a filter circuit, it used for reducing noise. This circuit use notch filter circuit for reduce noise 50 Hz from another electrical machine and keep the signal from the x-ray that has frequency 100 Hz. The circuit of photodiode and notch filter are shown in figure 4. Forth, Arduino is one of the microcontrollers. Arduino is able to read input from pin on board and can connect with computer by Arduino program for received signal or data. This device used the analog pin to receive signal.

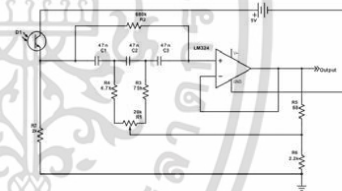


Fig 4. show circuit of a photodiode and notch filter



Fig 5. show the hardware part

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Software

In part of software used Visual Studio program for receive signal from Arduino and process in this program. This research uses Windows form application on Visual Studio program for creating the window. This window will show data that received from Arduino and process data. The example of window as shown in Fig6.

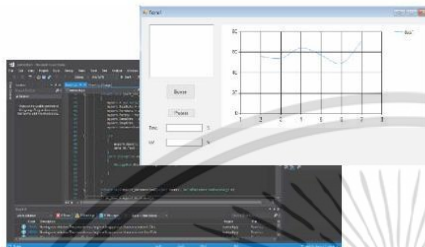


Fig6. Show Windows Form application on Visual Studio program

IV. EXPERIMENT

For this experiment has 2 main parts. First is an experiment for keep data of voltage and second is an experiment for keep data of exposure time. For keep data of voltage and exposure time will have 2 minor parts. First is precision (reproducibility) and second is accuracy.

Fist for keep data of voltage

1. Test accuracy of kV set the following parameters of x-ray: at 0.2 sec, 200 mA, distance 60 cm. and change the voltage according to the table. Record the results 3 times for each value of voltage.

kV	40	50	70	90	109	129	150
----	----	----	----	----	-----	-----	-----

2. Test precision of kV set the following parameters of x-ray: 80 kV, 0.2 sec., 200 mA, distance 60 cm. Record the results 5 times.

Second for keep data of exposure time

1. Test accuracy of kV set the following parameters of x-ray: at 80 kV, 200 mA, distance 60 cm. and change the exposure time according to the table. Record the results 3 times for each value of exposure time.

Time set (sec.)	0.01	0.02	0.04	0.06	0.08	0.10
-----------------	------	------	------	------	------	------

2. Test precision of timer set the following parameters of x-ray: 80 kV, 0.2 sec., 200 mA, distance 60 cm. Record the results 5 times.

V. RESULTS

The results will show on the window on Visual Studio program. The example of results shown in Fig 7.

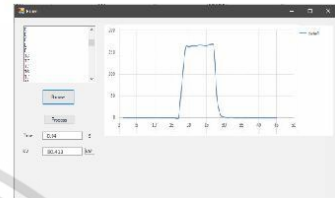


Fig 7. Show the example of results that set parameters at 80 kV and 40 ms.

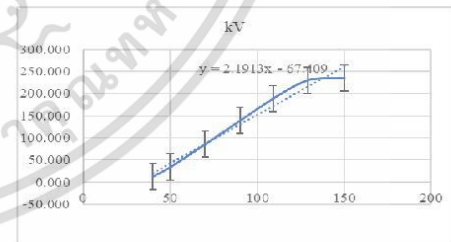
1. Results of the accuracy of kV. For the first keep raw data that show on Table1. for calculating the equation of calculation.

Table 1. Show raw data of kV

kV	1	2	3	Avg.
40	13.105	13.000	13.263	13.123
50	34.133	34.267	34.467	34.289
70	84.385	87.923	85.769	86.026
90	140.533	138.600	137.733	138.956
109	189.412	188.647	188.059	188.706
129	232.316	228.842	229.053	230.070
150	234.375	234.708	236.042	235.042

Then, plot raw data into graph form and calculate the equation that shows on Graph1.

Graph1. Show raw data of kV.



Then, we take raw data to the equation for converting to value in kV unit. The result show on Table2.

Table2. show value in kV unit

kV	1	2	3	Avg	%Error
40	36.743	36.695	36.815	36.751	-8.123
50	46.339	46.400	46.491	46.410	-7.180
70	69.271	70.886	69.903	70.020	0.028
90	94.895	94.012	93.617	94.174	4.638
109	117.200	116.851	116.583	116.878	7.228
129	136.779	135.194	135.290	135.755	5.236
150	137.719	137.871	138.480	138.023	-7.984

To test the reproducibility of kV, the result show on Table3.

Table3. show result when test reproducibility in kV unit

Experimental times	1	2	3	4	5	Avg.
Raw data	107.000	107.000	108.467	108.200	108.800	107.893
Result	79.592	79.592	80.261	80.139	80.413	79.999
%Error from average	-0.510	-0.510	0.327	0.175	0.517	0.000

2. Results of the accuracy of the Timer. Therefore, the pulse x-ray output of a full-wave rectifier occurs 100 times per second or 1 pulse per 10 milliseconds or 0.01 [5]. For this research will use this part for calculated the exposure time of x-ray. The result of the accuracy of Timer show on Table 4. And the result of reproducibility show on Table5.

Table 4. Show result of the accuracy of Timer

ms	Pulse				Exposure Time (ms)	%Error
	1	2	3	Avg.		
20	2	3	2	2.333	23	15
40	4	3	3	3.333	33	-17.5
80	7	6	8	7.000	70	-12.5
180	17	19	18	18.000	180	0

Table 5. Show result of the reproducibility of Timer

Experimental times	1	2	3	4	5	Avg.
Pulses	2	2	3	3	2	2.4
Exposure Time	20	20	30	30	20	24
%Error from average	16.667	16.667	25.000	25.000	16.667	0.000

VI."CONCLUSION AND DISCUSSION

From the results, Indirect Measure Voltage and Exposure Time Device can measure voltage (kV) on a good result because of the error of results less than 10 %. So, the results are satisfactory. And precision is good. From observing the results when voltage increase around 120 kV, the result began to reach the stable range because of the intensifying screen has limits of the photoelectric effect. For exposure time has a lot of error.

ACKNOWLEDGMENT

We were acknowledged and overwhelming supported by our respected professor and staff from Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMITL).

REFERENCES

[1] N. Srisuk, T. Angsuwatanakul, T.Chanwimalueang, and C. Pintavirooj, "X-ray Array Detector: System and Calibration ", International Conference on Engineering, Applied Sciences, and Technology (ICEAST 2007), Bangkok, Thailand, November 21-23 2007.

[2] C. Jantaco, T. Chanwimalueang, M. Sangworasil and C. Pintavirooj, "A Correction for Imperfect Alignment of X-ray Tube and Detector for X-ray Radiographic Tomography", International Conference on Engineering, Applied Sciences, and Technology (ICEAST 2007), Bangkok, Thailand, November 21-23 2007.

[3] <http://hackaday.com/2016/05/12/to-see-within-making-medical-x-rays/>

[4] Y. Promworn and C. Pintavirooj, "Development of Bone Mineral Density and BoneMineral Content Measurements SystemUsing a Dual Energy X-ray", 2012 Biomedical Engineering International conference (BMEiCON2012), Ubon Ratchathani, Thailand, December 5-7, 2012

[5] D. Hortung and K. Hueper. (2016, March 7). Radiology Key. Retrieved April 11, 2018, from <https://radiologykey.com/x-ray-circuit-and-tube-heat-management/>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเก็บข้อมูลค่าความต่างศักย์ ที่ค่า kVp ต่าง ๆ โดยการตั้งค่าเครื่องเอกซเรย์ในช่วง 40-121 kVp ตั้งค่าเครื่องเอกซเรย์ไว้ที่ 200 mA 0.2 s และระยะห่างระหว่างหลอดเอกซเรย์กับ Photodiode 60 cm เก็บข้อมูลทั้งหมด 5 ครั้ง โดยจำนวนข้อมูลคือจำนวนที่ Analog Read ของ Arduino รับค่าเข้ามาได้ ซึ่งขึ้นอยู่กับ sampling rate ของแต่ละตัว โดยตารางต่อไปนี้จะแสดงการเก็บข้อมูลในครั้งที่ 1 ของแต่ละค่าความต่างศักย์ที่เก็บมา

ตารางแสดงการเก็บผลการเก็บข้อมูลของค่าความต่างศักย์ 40 kVp ครั้งที่ 1

จำนวน ข้อมูล	ค่า Analog read ที่ได้จาก Photodiode แต่ละตำแหน่งที่ความหนาอลูมิเนียมต่างกัน							
	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
1	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	12	0	0	0	0	0
3	11	0	64	0	0	0	0	0
4	170	176	104	8	4	0	0	0
5	241	222	136	36	19	0	0	0
6	299	257	153	54	34	0	0	0
7	336	280	168	64	45	0	0	0
8	361	297	176	77	48	2	0	0
9	245	219	128	34	17	0	0	0
10	140	149	84	0	0	0	0	0
11	72	112	58	0	0	0	0	0
12	24	80	44	0	0	0	0	0
13	0	0	32	0	0	0	0	0
14	0	0	16	0	0	0	0	0
15	0	0	16	0	0	0	0	0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางแสดงการเก็บผลการเก็บข้อมูลของค่าความต่างศักย์ 50 kVp ครั้งที่ 1

จำนวน ข้อมูล	ค่า Analog read ที่ได้จาก Photodiode แต่ละตำแหน่งที่ความหนาอลูมิเนียมต่างกัน							
	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
1	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0
4	192	200	86	36	32	0	0	0
5	484	404	272	166	37	80	64	0
6	704	560	369	257	201	138	112	32
7	855	656	432	320	241	166	137	54
8	965	706	464	260	268	182	153	64
9	688	524	332	233	176	106	88	16
10	428	371	212	128	90	42	34	0
11	259	230	142	56	42	1	0	0
12	152	160	96	11	8	0	0	0
13	80	109	66	0	0	0	0	0
14	32	80	44	0	0	0	0	0
15	0	0	32	0	0	0	0	0
16	0	0	17	0	0	0	0	0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางแสดงการเก็บผลการเก็บข้อมูลของค่าความต่างศักย์ 60 kVp ครั้งที่ 1

จำนวน ข้อมูล	ค่า Analog read ที่ได้จาก Photodiode แต่ละตำแหน่งที่ความหนาอลูมิเนียมต่างกัน							
	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
1	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0
4	336	320	226	130	112	71	64	0
5	994	801	576	452	572	288	256	144
6	1565	1139	802	673	549	432	373	242
7	1950	1441	954	808	652	522	448	304
8	1843	1425	912	773	598	473	408	268
9	1244	952	592	473	366	204	236	131
10	788	627	376	276	208	144	128	48
11	492	418	241	148	112	64	56	0
12	304	288	160	72	53	16	12	0
13	178	194	112	52	16	0	0	0
14	96	136	74	0	0	0	0	0
15	48	100	50	0	0	0	0	0
16	8	74	36	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0	0	0
18	0	0	16	0	0	0	0	0
19	0	0	16	0	0	0	0	0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางแสดงการเก็บผลการเก็บข้อมูลของค่าความต่างศักย์ 70 kVp ครั้งที่ 1

จำนวน ข้อมูล	ค่า Analog read ที่ได้จาก Photodiode แต่ละตำแหน่งที่ความหนาอลูมิเนียมต่างกัน							
	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
1	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0
4	640	568	426	321	285	232	208	84
5	1647	1313	992	871	749	636	576	417
6	2423	1776	1340	1313	1040	883	799	602
7	2929	2067	1535	1406	1196	931	928	700
8	2551	1791	1282	1166	974	842	745	549
9	1742	1195	820	720	601	496	448	304
10	1142	774	528	433	362	292	258	152
11	666	510	333	245	206	96	138	58
12	452	337	217	128	112	74	66	0
13	274	228	144	58	50	21	20	0
14	162	154	96	10	15	0	0	0
15	84	112	64	0	0	0	0	0
16	80	80	44	0	0	0	0	72
17	2	54	27	0	0	0	0	0
18	0	0	18	0	0	0	0	0
19	0	0	12	0	0	0	0	0
20	0	0	4	0	0	0	0	0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางแสดงการเก็บผลการเก็บข้อมูลของค่าความต่างศักย์ 81 kVp ครั้งที่ 1

จำนวน ข้อมูล	ค่า Analog read ที่ได้จาก Photodiode แต่ละตำแหน่งที่ความหนาอลูมิเนียมต่างกัน							
	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
1	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0
4	768	695	544	445	400	337	317	210
5	2517	2032	1553	1422	1251	1094	977	778
6	3889	3047	2371	2224	1904	1682	1486	1152
7	4095	3995	2889	2735	2355	2078	1839	1377
8	3735	3152	2352	2224	1887	1620	1424	1040
9	2495	2178	1535	1449	1202	1002	875	604
10	1665	1458	997	803	746	601	528	332
11	1088	976	649	560	458	356	309	173
12	684	642	416	336	272	197	176	69
13	418	428	272	188	160	103	91	10
14	248	280	178	112	80	46	64	0
15	140	192	118	40	0	2	4	0
16	68	136	80	0	4	0	0	0
17	24	144	58	0	0	0	0	0
18	0	0	42	0	0	0	0	0
19	0	0	25	0	0	0	0	0
20	0	0	17	0	0	0	0	0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางแสดงการเก็บผลการเก็บข้อมูลของค่าความต่างศักย์ 90 kVp ครั้งที่ 1

จำนวน ข้อมูล	ค่า Analog read ที่ได้จาก Photodiode แต่ละตำแหน่งที่ความหนาอลูมิเนียมต่างกัน							
	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
1	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0
4	1068	944	752	656	597	524	482	357
5	3281	2715	2106	1970	1744	1581	1438	1152
6	4095	4095	3216	3054	2669	2410	2170	1681
7	4095	4095	4095	3855	3252	2870	2593	2011
8	3711	3583	3110	2973	2559	2250	2006	1511
9	2479	2448	2131	2027	1701	1456	1280	919
10	1645	1659	1403	1308	1091	935	784	536
11	1038	1091	902	816	674	538	465	292
12	644	716	587	496	410	316	274	146
13	388	466	384	298	244	176	156	58
14	224	308	246	166	138	85	80	0
15	152	172	164	81	70	33	32	0
16	54	142	112	32	29	0	0	0
17	10	98	76	0	0	0	0	0
18	0	0	52	0	0	0	0	0
19	0	0	38	0	0	0	0	0
20	0	0	27	0	0	0	0	0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางแสดงการเก็บผลการเก็บข้อมูลของค่าความต่างศักย์ 109 kVp ครั้งที่ 1

จำนวน ข้อมูล	ค่า Analog read ที่ได้จาก Photodiode แต่ละตำแหน่งที่ความหนาอลูมิเนียมต่างกัน							
	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
1	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	156	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0
4	1019	928	753	677	630	572	541	405
5	4095	3523	2831	2747	2512	2377	2209	1828
6	4095	4095	4095	4095	4095	3957	3447	2723
7	4095	4095	4095	4095	4095	4095	4095	3265
8	4003	3798	3799	3927	3707	3823	3583	2778
9	2633	2608	2559	2594	2485	2544	2416	1859
10	1744	1765	1742	1720	1650	1690	1591	1168
11	1084	1136	1116	1074	1023	1053	982	688
12	645	720	747	651	624	633	593	388
13	388	470	458	398	384	384	240	216
14	165	306	296	229	226	222	212	102
15	112	197	185	120	128	117	114	32
16	40	128	116	48	59	49	52	0
17	0	89	80	10	19	10	16	0
18	0	64	52	0	0	0	0	0
19	0	47	36	0	0	0	0	0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางแสดงการเก็บผลการเก็บข้อมูลของค่าความต่างศักย์ 121 kVp ครั้งที่ 1

จำนวน ข้อมูล	ค่า Analog read ที่ได้จาก Photodiode แต่ละตำแหน่งที่ความหนาอลูมิเนียมต่างกัน							
	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
1	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0
4	573	554	448	377	360	324	315	220
5	4095	4095	3249	3175	3010	2798	2595	2174
6	4095	4095	4095	4095	4095	4095	4095	3559
7	4095	4095	4095	4095	4095	4095	4095	4095
8	4055	3917	3831	3981	3759	3887	3679	3807
9	2653	2625	2594	2619	2513	2559	2403	2531
10	1760	1777	1757	1622	1673	1712	1630	1673
11	1097	1148	1129	1089	1040	1072	1008	1038
12	566	716	695	645	620	629	597	604
13	387	464	450	398	384	384	368	361
14	221	304	289	230	224	224	214	198
15	48	197	184	120	121	116	114	92
16	43	128	114	50	58	53	52	26
17	0	82	76	12	18	9	16	0
18	0	64	46	0	0	0	0	0
19	0	45	35	0	0	0	0	0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางแสดงการเก็บผลการเก็บข้อมูลของค่าความต่างศักย์ 150 kVp ครั้งที่ 1

จำนวน ข้อมูล	ค่า Analog read ที่ได้จาก Photodiode แต่ละตำแหน่งที่ความหนาอลูมิเนียมต่างกัน							
	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
1	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0
4	573	554	448	377	360	324	315	220
5	4095	4095	3249	3175	3010	2798	2595	2174
6	4095	4095	4095	4095	4095	4095	4095	3559
7	4095	4095	4095	4095	4095	4095	4095	4095
8	4055	3917	3831	3981	3759	3887	3679	3807
9	2653	2625	2594	2619	2513	2559	2403	2531
10	1760	1777	1757	1622	1673	1712	1630	1673
11	1097	1148	1129	1089	1040	1072	1008	1038
12	566	716	695	645	620	629	597	604
13	387	464	450	398	384	384	368	361
14	221	304	289	230	224	224	214	198
15	48	197	184	120	121	116	114	92
16	43	128	114	50	58	53	52	26
17	0	82	76	12	18	9	16	0
18	0	64	46	0	0	0	0	0
19	0	45	35	0	0	0	0	0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเก็บข้อมูลในช่วงเวลา 20 – 400 มิลลิวินาที โดยตั้งค่าเครื่องเอกซเรย์ 80 kVp 200 mA และระยะห่างระหว่างหลอดเอกซเรย์กับ Photodiode 60 cm เก็บข้อมูลทั้งหมด 5 ครั้ง โดยจะแสดงส่วนหนึ่งของผลการเก็บข้อมูลครั้งที่ 1 ของค่าเวลาในช่วง 20 – 400 มิลลิวินาที ดังตารางต่อไปนี้

ตารางแสดงการเก็บผลการเก็บข้อมูลของเวลา 20 มิลลิวินาที ครั้งที่ 1

จำนวน ข้อมูล	ค่า Analog read ที่ได้จาก Photodiode แต่ละตำแหน่งที่ความหนาอลูมิเนียมต่างกัน							
	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
1	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0
4	1200	904	774	663	570	493	341	1200
5	3583	2691	2485	2133	1894	1661	1267	3583
6	4095	4095	3835	2927	2963	2463	1846	4095
7	4095	4095	4095	3935	3799	3050	2193	4095
8	3787	3697	3791	3187	3002	2480	1729	3787
9	2559	2517	2517	2183	2037	1638	1072	2559
10	1726	1664	1661	1412	1300	1009	624	1726
11	1113	1089	1040	870	787	604	336	1113
12	713	693	634	533	466	354	172	713
13	464	448	386	322	274	204	70	464
14	168	288	224	188	152	108	9	168
15	193	184	117	97	72	48	0	193
16	128	110	50	48	34	9	0	128
17	84	77	13	9	0	0	0	84
18	58	49	0	0	0	0	0	58
19	42	32	0	0	0	0	0	42
20	24	16	0	0	0	0	0	24
21	16	10	0	0	0	0	0	16
22	8	0	0	0	0	0	0	8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางแสดงการเก็บผลการเก็บของมูลของเวลา 20 มิลลิวินาที ครั้งที่ 1 (ต่อ)

จำนวน ข้อมูล	ค่า Analog read ที่ได้จาก Photodiode แต่ละตำแหน่งที่ความหนาอลูมิเนียมต่างกัน							
	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
23	1	0	0	0	0	0	0	1
24	0	0	0	0	0	0	0	0
25	0	0	0	0	0	0	0	0
26	0	0	0	0	0	0	0	0

ตารางแสดงการเก็บผลการเก็บของมูลของเวลา 40 มิลลิวินาที ครั้งที่ 1

จำนวน ข้อมูล	ค่า Analog read ที่ได้จาก Photodiode แต่ละตำแหน่งที่ความหนาอลูมิเนียมต่างกัน							
	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
1	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0
4	48	90	64	0	10	0	0	0
5	1567	1243	923	794	680	537	486	332
6	3251	2589	1857	1654	1360	1152	988	720
7	4095	3634	2589	2371	2027	1635	1354	969
8	4095	4095	2999	2789	2304	1931	1617	1120
9	4095	4095	3229	2995	2485	2074	1750	1213
10	4095	4095	3317	3071	2661	2117	1795	1254
11	4095	4095	3327	3088	2555	2112	1771	1266
12	4095	4095	3363	3120	2559	2125	1811	1288
13	3967	3742	2753	2559	2103	1689	1421	985
14	2629	2549	1867	1734	1365	1063	877	576
15	1778	1745	1216	1031	852	640	456	316
16	1138	1158	778	681	522	368	304	148
17	711	758	496	401	394	204	164	58
18	432	498	322	231	176	106	80	0
19	258	336	208	186	57	41	28	0
20	144	222	136	52	40	0	0	0
21	74	150	90	8	5	8	0	0
22	24	116	60	0	156	0	0	0
23	0	70	40	0	99	0	0	0
24	0	48	28	0	0	0	0	0
25	0	32	16	0	0	0	0	0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางแสดงการเก็บผลการเก็บข้อมูลของเวลา 80 มิลลิวินาที ครั้งที่ 1

จำนวน ข้อมูล	ค่า Analog read ที่ได้จาก Photodiode แต่ละตำแหน่งที่ความหนาอลูมิเนียมต่างกัน							
	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
1	0	0	0	0	0	32	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0
4	149	152	128	46	0	16	16	0
5	944	803	593	484	412	332	288	177
6	1682	1297	945	822	691	548	492	336
7	2193	1715	1188	1043	860	710	620	432
8	2453	2011	1387	1245	970	802	612	476
9	2621	2170	1520	1360	1067	872	720	496
10	2661	2230	1584	1428	1135	918	744	497
11	2643	2233	1583	1450	1165	882	765	484
12	2589	2198	1580	1433	1165	928	768	473
13	2519	2157	1668	1408	1152	915	762	468
14	2491	2135	1533	1398	1152	912	768	471
15	2525	2173	1424	1434	1188	942	794	421
16	2502	2239	1632	1487	1234	980	836	715
17	2686	2314	1693	1535	1290	1028	880	570
18	2755	2369	1737	1590	1328	1063	909	600
19	2975	2413	1766	1618	1346	1082	926	621
20	2837	2431	1787	1641	1365	1092	935	625
21	2855	2448	1791	1652	1375	1101	941	640
22	2663	2279	1648	1504	1146	986	846	666
23	1817	1555	1072	1144	784	594	508	312
24	1200	1015	681	583	560	344	292	149
25	737	665	432	340	238	192	161	60
26	456	404	277	192	235	3	54	0
27	281	296	179	102	80	40	8	0
28	160	194	118	42	34	0	0	0
29	85	132	80	0	64	0	0	0
30	34	89	49	0	0	0	0	0
31	0	64	32	26	0	0	0	0
32	0	64	16	0	0	0	0	0
33	0	28	68	0	0	0	0	0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางแสดงการเก็บผลการเก็บข้อมูลของเวลา 160 มิลลิวินาที ครั้งที่ 1

จำนวน ข้อมูล	ค่า Analog read ที่ได้จาก Photodiode แต่ละตำแหน่งที่ความหนาอลูมิเนียมต่างกัน							
	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
1	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	20	25	0	0	0	0	0
4	304	304	218	128	116	80	0	6
5	640	564	410	320	269	206	163	92
6	880	738	537	436	368	288	256	98
7	1072	843	611	506	424	334	293	178
8	1205	918	649	544	450	356	312	192
9	1280	984	666	560	460	362	308	196
10	1307	1040	896	566	458	360	314	192
11	1310	1072	692	576	451	357	304	184
12	1314	1100	704	597	456	364	304	182
13	1323	1126	749	626	474	376	306	184
14	1328	1141	774	656	452	390	310	182
15	1331	1163	796	682	526	407	320	185
16	1337	1168	944	702	547	426	333	187
17	1344	1175	940	715	601	437	346	192
18	1342	1184	834	720	720	448	355	196
19	1289	1189	841	730	592	452	368	194
20	1346	1190	846	733	601	462	377	200
21	1348	1195	848	737	608	464	384	206
22	1348	1196	724	743	612	466	393	208
23	1348	1197	854	745	618	472	400	213
24	1349	1194	848	744	618	470	400	219
25	1350	1197	856	745	621	473	416	224
26	1348	1195	872	746	624	474	404	226
27	1349	1200	857	746	624	475	404	234
28	1348	1200	848	749	622	473	406	234
29	1349	1198	858	747	624	476	332	240
30	1351	1200	858	748	624	568	410	240
31	1354	1240	861	750	624	480	408	240
32	1354	1200	858	706	626	480	409	242
33	1351	1200	858	752	624	480	412	244
34	1350	1197	868	750	624	476	410	244
35	1351	1200	858	750	624	478	410	248
36	1353	1200	859	752	625	482	416	248
37	1351	1198	862	750	624	480	412	370
38	1349	1198	956	751	624	480	412	250
39	1349	1200	859	750	624	480	412	251
40	1354	1200	695	750	625	478	410	250
41	1068	946	669	569	462	352	304	164
42	668	624	392	337	276	202	168	64
43	409	407	272	171	157	100	82	4
44	240	268	177	96	80	40	32	0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิอนุญาตให้นำไปเผยแพร่บนสื่อออนไลน์
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางแสดงการเก็บผลการเก็บข้อมูลของเวลา 160 มิลลิวินาที ครั้งที่ 1 (ต่อ)

จำนวน ข้อมูล	ค่า Analog read ที่ได้จาก Photodiode แต่ละตำแหน่งที่ความหนาอลูมิเนียมต่างกัน							
	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
45	136	178	0	36	34	33	0	0
46	65	120	76	0	124	0	0	0
47	18	80	48	0	0	0	0	0
48	0	56	28	0	0	0	0	0
49	0	37	16	0	0	0	0	0
50	0	23	7	0	0	0	0	0

ตารางแสดงการเก็บผลการเก็บข้อมูลของเวลา 200 มิลลิวินาที ครั้งที่ 1

จำนวน ข้อมูล	ค่า Analog read ที่ได้จาก Photodiode แต่ละตำแหน่งที่ความหนาอลูมิเนียมต่างกัน							
	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
1	0	0	10	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	8	0	0	0	0	0	0
4	216	228	161	80	74	202	38	0
5	496	305	329	240	242	152	130	53
6	698	604	436	341	291	224	193	102
7	838	690	497	402	336	260	229	129
8	948	746	534	432	362	280	244	142
9	1016	784	546	445	453	288	248	144
10	1051	816	547	443	365	282	244	144
11	1052	842	549	441	357	244	240	136
12	1040	852	550	417	352	272	233	128
13	1038	864	562	448	379	272	224	128
14	1033	880	578	464	356	272	225	120
15	1035	900	592	490	284	286	230	121
16	1034	904	614	502	384	292	234	121
17	1040	912	627	524	396	304	240	128
18	1072	923	640	537	411	320	245	128
19	1043	1048	650	546	428	326	256	128
20	1044	930	656	554	434	336	265	128
21	1046	932	656	560	443	338	272	130
22	1049	934	676	562	452	348	278	134
23	1045	934	624	566	458	346	288	136
24	1046	896	705	442	436	352	288	137
25	1047	938	668	566	465	354	293	144
26	1044	966	669	569	464	352	300	144
27	1046	922	672	570	466	354	300	145
28	1040	939	672	571	466	358	304	162
29	1050	937	673	570	471	358	304	152

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางแสดงการเก็บผลการเก็บของมูลของเวลา 200 มิลลิวินาที ครั้งที่ 1 (ต่อ)

จำนวน ข้อมูล	ค่า Analog read ที่ได้จาก Photodiode แต่ละตำแหน่งที่ความหนาอุมิเนียมต่างกัน							
	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
30	1052	938	672	571	470	362	304	156
31	1047	939	672	576	474	364	306	160
32	1051	942	676	576	470	362	306	161
33	1046	938	673	572	469	362	306	164
34	1050	941	673	576	473	361	306	162
35	999	943	676	568	474	363	308	166
36	1051	848	677	573	545	362	307	132
37	1054	944	680	576	475	362	309	46
38	1050	940	674	576	480	364	307	169
39	1040	1036	740	572	474	358	305	173
40	1050	939	672	572	477	357	309	172
41	1049	940	674	570	474	362	308	172
42	1044	938	673	573	473	360	307	173
43	1045	941	673	573	475	360	308	174
44	1045	940	672	573	476	364	307	176
45	1052	939	673	576	530	338	309	176
46	1049	940	678	572	472	360	308	176
47	1055	944	676	576	476	363	312	176
48	1049	942	672	573	474	361	309	176
49	1050	942	676	573	476	362	310	176
50	1050	941	675	576	473	364	308	176
51	738	784	553	448	374	274	237	118
52	538	508	352	264	220	146	128	40
53	320	333	210	144	116	42	64	0
54	185	217	66	66	57	18	16	0
55	97	144	93	16	16	0	104	0
56	38	128	57	0	0	0	0	0
57	0	64	35	0	0	0	0	0
58	0	46	19	0	0	0	0	0
59	0	25	12	0	0	0	0	0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางแสดงการเก็บผลการเก็บของมูลของเวลา 400 มิลลิวินาที ครั้งที่ 1

จำนวน ข้อมูล	ค่า Analog read ที่ได้จาก Photodiode แต่ละตำแหน่งที่ความหนาลูมิเนียมต่างกัน							
	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
1	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	41	18	0	0	0	0	0
4	128	148	105	24	25	0	0	0
5	226	240	168	122	78	46	38	0
6	304	293	208	128	112	74	64	0
7	343	331	236	150	128	138	76	8
8	369	346	246	164	140	96	80	16
9	490	354	249	168	142	96	80	128
10	384	352	228	168	140	216	208	16
11	386	345	242	160	136	88	80	11
12	384	336	237	152	128	81	74	7
13	379	328	225	144	122	78	68	4
14	384	320	219	138	114	76	64	0
15	380	311	217	129	112	68	64	0
16	384	314	209	128	112	68	60	0
17	395	320	210	130	112	69	59	0
18	402	330	213	66	112	72	64	0
19	416	339	220	136	112	72	64	0
20	426	354	226	144	112	76	64	0
21	432	368	226	144	216	77	64	0
22	436	380	236	144	113	80	65	0
23	510	393	236	147	118	80	65	0
24	440	400	241	152	97	80	0	0
25	442	402	247	156	121	81	65	0
26	444	412	256	164	124	80	67	0
27	448	418	257	168	128	82	68	0
28	444	418	264	170	57	85	65	0
29	448	422	270	176	129	84	68	2
30	448	488	272	181	128	96	69	0
31	449	434	279	192	136	96	70	0
32	448	432	286	192	141	96	70	0
33	450	433	288	201	144	100	69	2
34	449	434	291	201	32	105	75	2
35	448	432	294	205	152	104	42	0
36	448	434	272	87	154	106	80	0
37	448	432	308	210	156	112	80	0
38	448	432	304	208	162	112	80	1
39	448	434	302	210	164	112	80	2
40	450	434	202	216	168	10	82	0
41	449	497	304	214	172	116	82	4
42	449	438	304	219	136	118	85	5
43	449	434	304	217	176	119	90	4
44	448	489	306	218	176	121	92	6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิอนุญาตให้นำไปเผยแพร่ภายนอกการดำเนินงาน
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางแสดงการเก็บผลการเก็บข้อมูลของเวลา 400 มิลลิวินาที ครั้งที่ 1 (ต่อ)

จำนวน ข้อมูล	ค่า Analog read ที่ได้จาก Photodiode แต่ละตำแหน่งที่ความหนาลูมิเนียมต่างกัน							
	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
45	448	436	304	217	109	118	94	4
46	592	440	304	220	176	120	96	4
47	400	436	304	208	178	124	96	3
48	448	436	296	220	180	256	98	6
49	448	440	308	224	181	128	98	6
50	451	438	309	222	186	128	42	9
51	450	388	307	224	144	128	100	0
52	450	440	306	224	184	128	98	11
53	448	441	308	222	186	128	104	10
54	449	435	309	220	186	128	105	11
55	450	436	309	221	186	128	105	12
56	448	438	304	220	192	128	104	16
57	449	440	306	224	186	128	108	12
58	450	439	312	91	188	128	106	16
59	449	438	310	224	192	128	109	13
60	450	440	310	224	186	240	108	16
61	448	436	308	224	186	128	106	0
62	448	437	242	224	185	128	106	16
63	448	436	309	224	186	128	106	16
64	448	436	305	224	187	128	108	16
65	448	441	308	220	181	128	110	16
66	448	435	310	224	208	128	108	16
67	448	436	307	221	155	14	80	16
68	422	440	305	221	189	128	108	18
69	448	408	310	224	188	128	110	17
70	451	436	309	224	186	129	110	2
71	449	441	306	224	192	128	112	16
72	450	440	308	224	186	118	110	18
73	451	438	312	224	187	128	112	20
74	450	438	312	224	112	129	112	20
75	452	441	229	228	188	132	108	20
76	448	442	308	224	166	128	112	20
77	422	436	309	224	308	128	109	16
78	449	436	309	224	186	128	108	20
79	448	528	309	221	186	128	111	20
80	448	434	307	224	192	128	109	20
81	448	440	310	224	192	128	110	22
82	448	436	269	224	186	128	112	19
83	449	438	308	224	96	128	112	24
84	448	454	312	224	188	128	112	22
85	391	435	306	272	187	128	0	26
86	448	438	310	354	188	128	109	22
87	448	435	308	224	187	128	112	20
88	452	440	309	224	192	128	112	24

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น มิอนุญาตให้นำไปเผยแพร่ภายนอกการดำเนินงาน
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางแสดงการเก็บผลการเก็บข้อมูลของเวลา 400 มิลลิวินาที ครั้งที่ 1 (ต่อ)

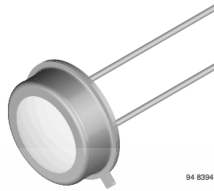
จำนวน ข้อมูล	ค่า Analog read ที่ได้จาก Photodiode แต่ละตำแหน่งที่ความหนาอลูมิเนียมต่างกัน							
	0 mm	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
89	450	436	312	224	192	128	112	24
90	450	458	308	224	192	128	110	24
91	450	438	375	224	192	129	112	24
92	449	346	312	224	192	128	112	22
93	451	437	310	224	174	130	108	22
94	452	436	309	224	188	128	0	27
95	538	440	309	224	192	122	112	22
96	448	435	308	224	192	130	110	26
97	448	436	310	224	186	128	112	24
98	448	437	310	224	188	128	110	22
99	450	436	308	224	192	9	110	25
100	449	436	310	224	192	128	109	48
101	449	438	306	224	192	128	112	24
102	542	442	309	179	192	128	106	25
103	449	440	310	224	192	128	112	22
104	452	441	309	226	188	129	112	0
105	455	440	314	224	188	129	110	26
106	400	394	272	188	160	101	84	8
107	241	244	384	128	128	44	34	0
108	128	174	112	36	32	1	0	0
109	64	112	72	0	0	0	0	0
110	17	80	48	0	0	0	0	0
111	0	53	26	0	0	0	0	0
112	0	35	14	0	0	0	0	0
113	0	20	0	0	0	0	0	0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Silicon Photodiode



FEATURES

- Package type: leaded
- Package form: TO-5
- Dimensions (in mm): Ø 8.13
- Radiant sensitive area (in mm²): 7.5
- High photo sensitivity
- Adapted to human eye responsivity
- Angle of half sensitivity: $\varphi = \pm 50^\circ$
- Hermetically sealed package
- Cathode connected to package
- Flat glass window
- Low dark current
- High shunt resistance
- High linearity
- Compliant to RoHS Directive 2002/95/EC and in accordance with WEEE 2002/96/EC


RoHS
COMPLIANT

DESCRIPTION

BPW21R is a planar Silicon PN photodiode in a hermetically sealed short TO-5 case, especially designed for high precision linear applications.

Due to its extremely high dark resistance, the short circuit photocurrent is linear over seven decades of illumination level.

On the other hand, there is a strictly logarithmic correlation between open circuit voltage and illumination over the same range.

The device is equipped with a flat glass window with built in color correction filter, giving an approximation to the spectral response of the human eye.

APPLICATIONS

- Sensor in exposure and color measuring purposes

PRODUCT SUMMARY

COMPONENT	I_{rs} (μ A)	φ (deg)	$\lambda_{0.5}$ (nm)
BPW21R	9	± 50	420 to 675

Note

- Test condition see table "Basic Characteristics"

ORDERING INFORMATION

ORDERING CODE	PACKAGING	REMARKS	PACKAGE FORM
BPW21R	Bulk	MOQ: 500 pcs, 500 pcs/bulk	TO-5

Note

- MOQ: minimum order quantity

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS (T_{amb} = 25 °C, unless otherwise specified)

PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	VALUE	UNIT
Reverse voltage		V_R	10	V
Power dissipation	T _{amb} ≤ 50 °C	P_V	300	mW
Junction temperature		T_J	125	°C
Operating temperature range		T _{amb}	- 40 to + 125	°C
Storage temperature range		T _{stg}	- 40 to + 125	°C
Soldering temperature	t ≤ 5 s	T _{sd}	260	°C
Thermal resistance junction/ambient	Connected with Cu wire, 0.14 mm ²	R _{thJA}	250	K/W

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

BASIC CHARACTERISTICS (T _{amb} = 25 °C, unless otherwise specified)						
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
Forward voltage	I _F = 50 mA	V _F		1.0	1.3	V
Breakdown voltage	I _R = 20 μA, E = 0	V _(BR)	10			V
Reverse dark current	V _R = 5 V, E = 0	I _{ro}		2	30	nA
Diode capacitance	V _R = 0 V, f = 1 MHz, E = 0	C _D		1.2		nF
	V _R = 5 V, f = 1 MHz, E = 0	C _D		400		pF
Dark resistance	V _R = 10 mV	R _D		38		GΩ
Open circuit voltage	E _A = 1 klx	V _O	280	450		mV
Temperature coefficient of V _O	E _A = 1 klx	TK _{V_O}		-2		mV/K
Short circuit current	E _A = 1 klx	I _k	4.5	9		μA
Temperature coefficient of I _k	E _A = 1 klx	TK _{I_k}		-0.05		%/K
Reverse light current	E _A = 1 klx, V _R = 5 V	I _{ra}	4.5	9		μA
Sensitivity	V _R = 5 V, E _A = 10 ⁻² to 10 ⁵ lx	S		9		nA/lx
Angle of half sensitivity		φ		± 50		deg
Wavelength of peak sensitivity		λ _p		565		nm
Range of spectral bandwidth		λ _{0.5}		420 to 675		nm
Rise time	V _R = 0 V, R _L = 1 kΩ, λ = 660 nm	t _r		3.1		μs
Fall time	V _R = 0 V, R _L = 1 kΩ, λ = 660 nm	t _f		3.0		μs

BASIC CHARACTERISTICS (T_{amb} = 25 °C, unless otherwise specified)

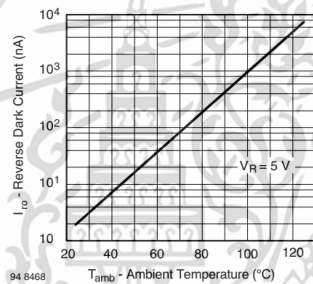


Fig. 1 - Reverse Dark Current vs. Ambient Temperature

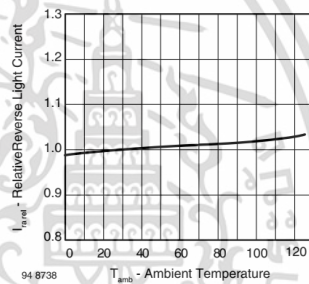


Fig. 2 - Relative Reverse Light Current vs. Ambient Temperature

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



www.vishay.com

BPW21R

Vishay Semiconductors

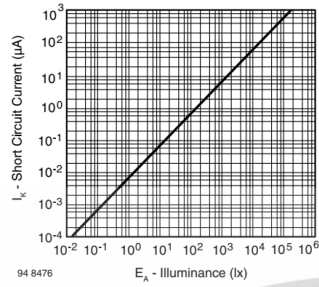


Fig. 3 - Short Circuit Current vs. Illuminance

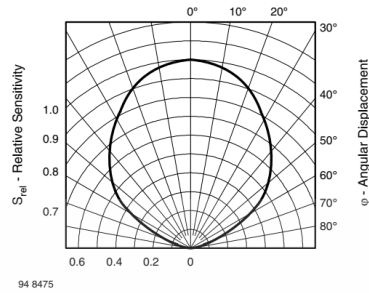


Fig. 6 - Relative Radiant Sensitivity vs. Angular Displacement

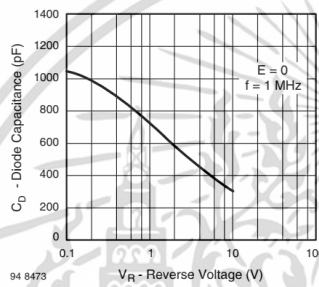


Fig. 4 - Diode Capacitance vs. Reverse Voltage

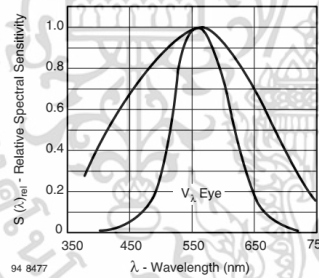
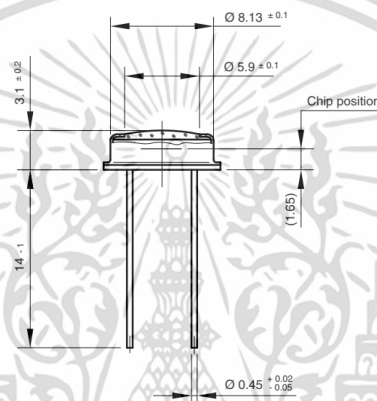
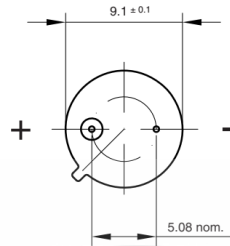


Fig. 5 - Relative Spectral Sensitivity vs. Wavelength

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PACKAGE DIMENSIONS in millimeters



Drawing-No.: 6.511-5002.01-4
Issue:1; 01.07.96
96 12181

technical drawings
according to DIN
specifications

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Disclaimer

ALL PRODUCT, PRODUCT SPECIFICATIONS AND DATA ARE SUBJECT TO CHANGE WITHOUT NOTICE TO IMPROVE RELIABILITY, FUNCTION OR DESIGN OR OTHERWISE.

Vishay Intertechnology, Inc., its affiliates, agents, and employees, and all persons acting on its or their behalf (collectively, "Vishay"), disclaim any and all liability for any errors, inaccuracies or incompleteness contained in any datasheet or in any other disclosure relating to any product.

Vishay makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of the products for any particular purpose or the continuing production of any product. To the maximum extent permitted by applicable law, Vishay disclaims (i) any and all liability arising out of the application or use of any product, (ii) any and all liability, including without limitation special, consequential or incidental damages, and (iii) any and all implied warranties, including warranties of fitness for particular purpose, non-infringement and merchantability.

Statements regarding the suitability of products for certain types of applications are based on Vishay's knowledge of typical requirements that are often placed on Vishay products in generic applications. Such statements are not binding statements about the suitability of products for a particular application. It is the customer's responsibility to validate that a particular product with the properties described in the product specification is suitable for use in a particular application. Parameters provided in datasheets and/or specifications may vary in different applications and performance may vary over time. All operating parameters, including typical parameters, must be validated for each customer application by the customer's technical experts. Product specifications do not expand or otherwise modify Vishay's terms and conditions of purchase, including but not limited to the warranty expressed therein.

Except as expressly indicated in writing, Vishay products are not designed for use in medical, life-saving, or life-sustaining applications or for any other application in which the failure of the Vishay product could result in personal injury or death. Customers using or selling Vishay products not expressly indicated for use in such applications do so at their own risk. Please contact authorized Vishay personnel to obtain written terms and conditions regarding products designed for such applications.

No license, express or implied, by estoppel or otherwise, to any intellectual property rights is granted by this document or by any conduct of Vishay. Product names and markings noted herein may be trademarks of their respective owners.

Material Category Policy

Vishay Intertechnology, Inc. hereby certifies that all its products that are identified as RoHS-Compliant fulfill the definitions and restrictions defined under Directive 2011/65/EU of The European Parliament and of the Council of June 8, 2011 on the restriction of the use of certain hazardous substances in electrical and electronic equipment (EEE) - recast, unless otherwise specified as non-compliant.

Please note that some Vishay documentation may still make reference to RoHS Directive 2002/95/EC. We confirm that all the products identified as being compliant to Directive 2002/95/EC conform to Directive 2011/65/EU.

Vishay Intertechnology, Inc. hereby certifies that all its products that are identified as Halogen-Free follow Halogen-Free requirements as per JEDEC JS709A standards. Please note that some Vishay documentation may still make reference to the IEC 61249-2-21 definition. We confirm that all the products identified as being compliant to IEC 61249-2-21 conform to JEDEC JS709A standards.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล	นางสาวมะนาว บุญคุ้ม
วัน เดือน ปีเกิด	15 กันยายน 2538
ประวัติการศึกษา	2560 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

- Manao Bunkum, C. Pintavirooj, S. Visitsattapong, “Indirect Measure Voltage and Exposure Time Device for Medical X-ray,” Biomedical Engineering International Conference 2018, Thailand.
- Manao Bunkum, Parkbhum Reanaree, Nutthanan Wanluk, Sarinporn Visitsattapongse, “ Prototype Modeling of Bed for Bedridden Patients,” Biomedical Engineering International Conference 2018, Thailand.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้